2015.06.10 第161 回磁気共鳴懇話会

"Restudy“
改めて理解するMR画像の成り立ち

GE Healthcare Japan
Radiology Promotion MR

Imagination at work.

DOC1722396rev1
発行:2015年07月

MR画像の成り立ち

① まずは、ざっくりと復習

② MR信号を取得するまで

③ MR信号を取得してから

MRIってなに ??

Magnetic Resonance ＝ 磁気共鳴現象

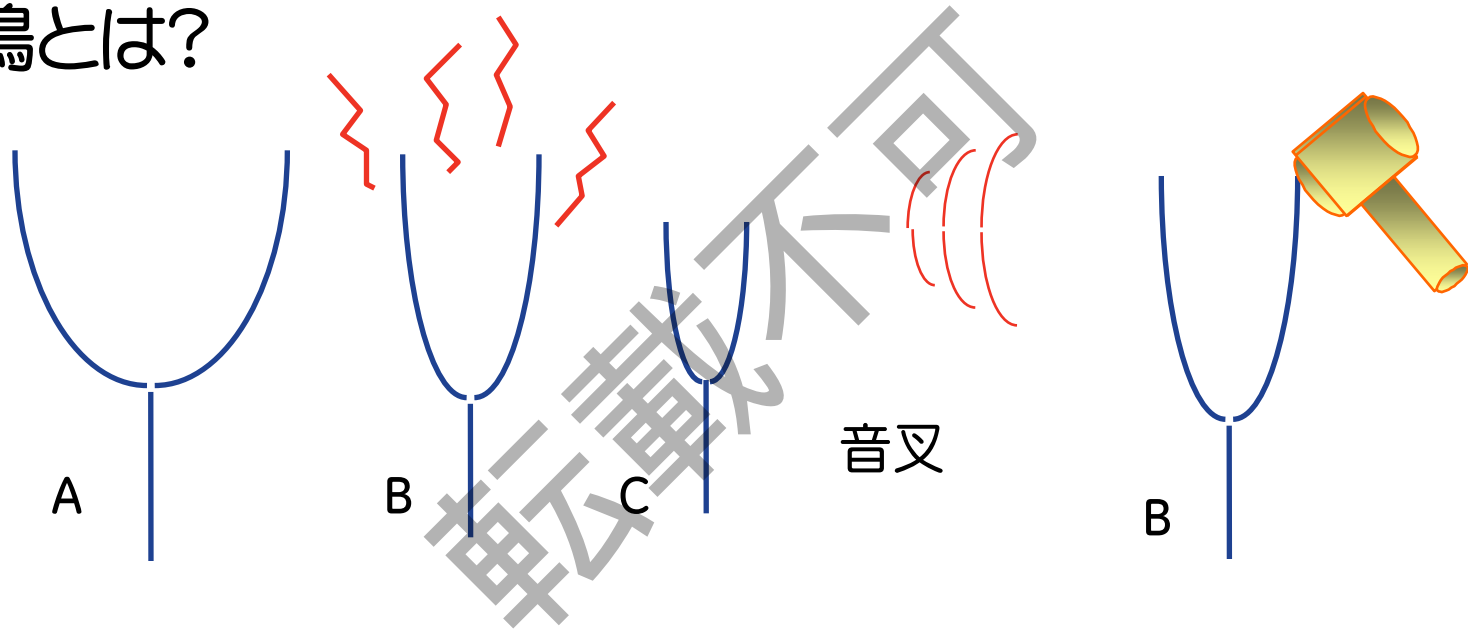
共鳴とは?

A

B

C

音叉

B

（磁場の中で起こる）共鳴現象

⇒ 実際のMRでは電波（RF）を使い共鳴現象を起こす

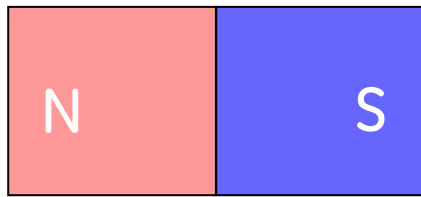
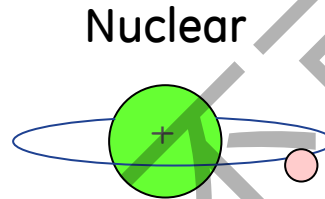
MRIってなに ??

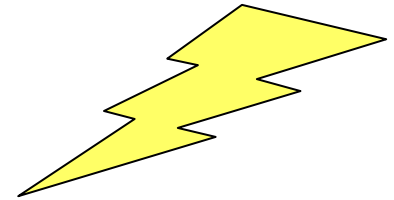
MRIに必要な3つの要素

N S

磁石

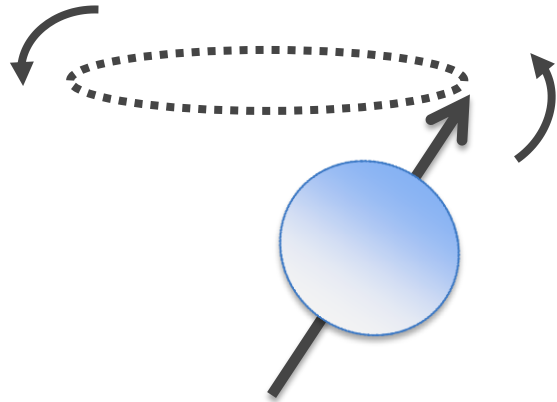
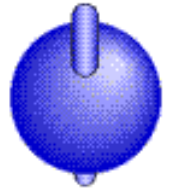
+

Nuclear

水素原子

+

電波（RF）

磁石と電波（RF）を使って水素原子の様子を画像化している

歳差運動と共鳴周波数

$$F = \gamma B_0$$

F: 歳差運動周波数
γ: 磁気回転比(原子核固有)
B_0 静磁場強度

^1H ⇒

0.5T:21.3MHz
1.0T:42.6MHz
1.5T:63.9MHz
3.0T:127MHz

共鳴周波数
歳差運動の回転数

DOC1722396 rev1
発行:2015年07月

生体内における核磁気モーメント

陽子

電子

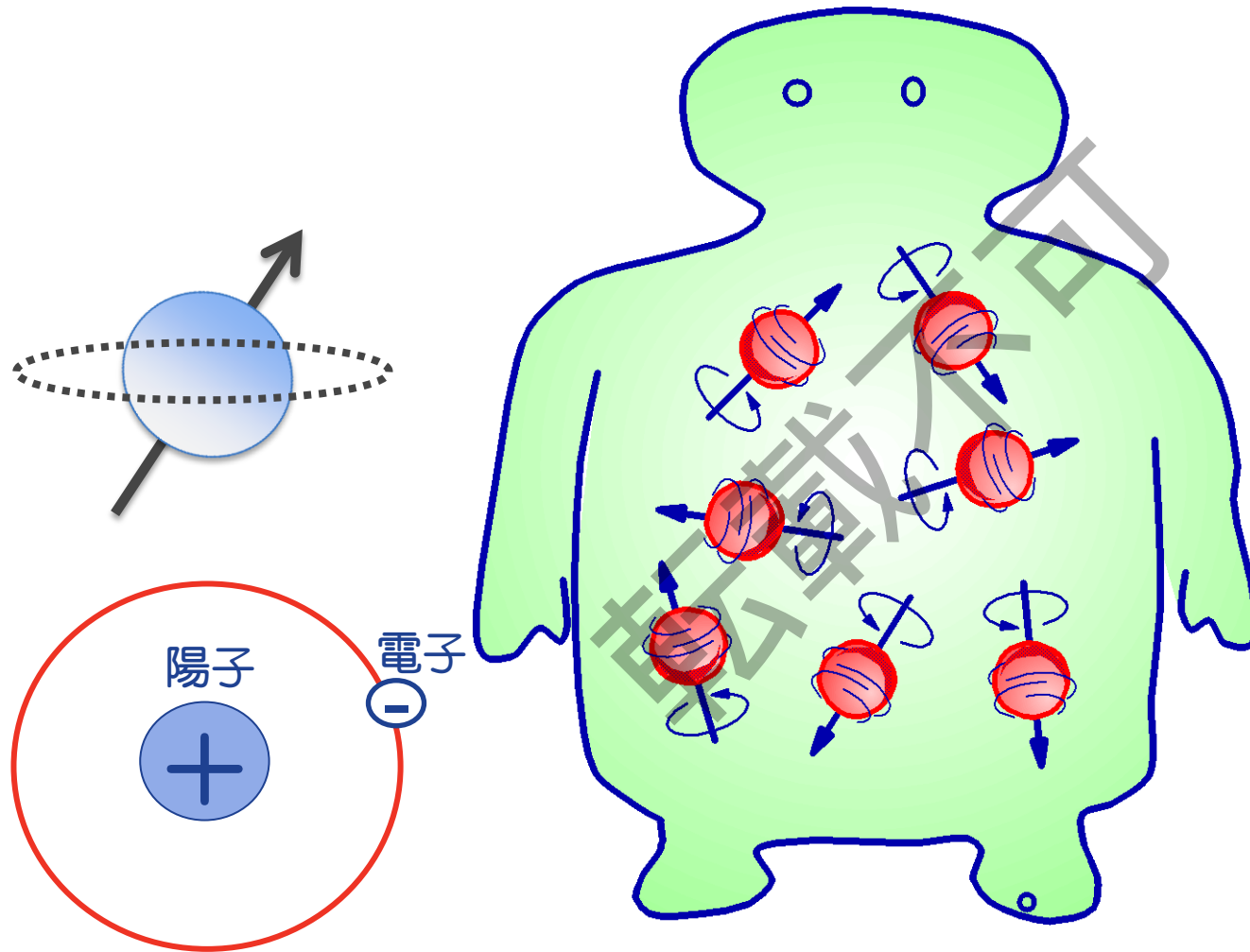
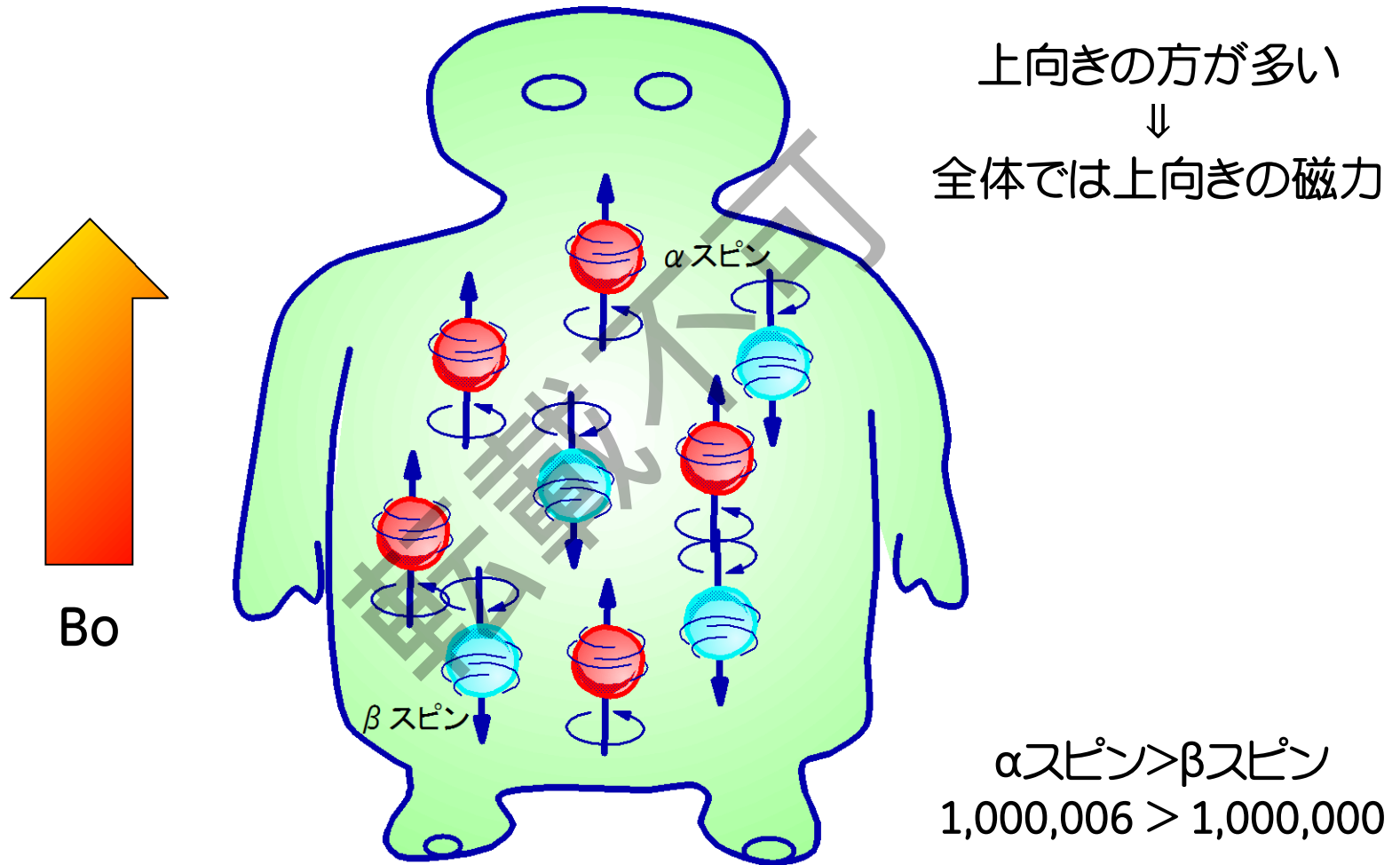
静磁場(Bo)における核磁気モーメント

Bo

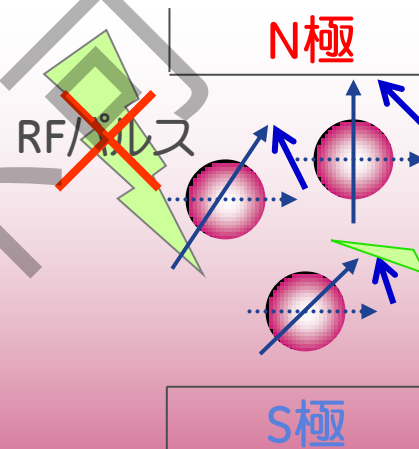
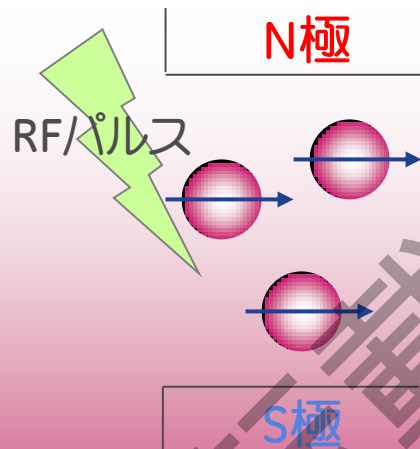
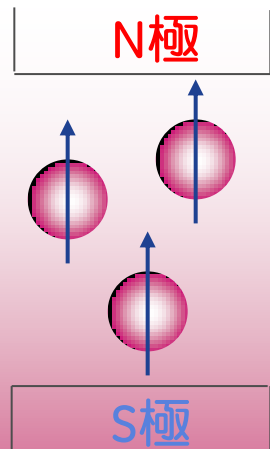
αスピン

βスピン

上向きの方が多い
⇓
全体では上向きの磁力

αスピン>βスピン
1,000,006 > 1,000,000

MRI装置における画像化の原理

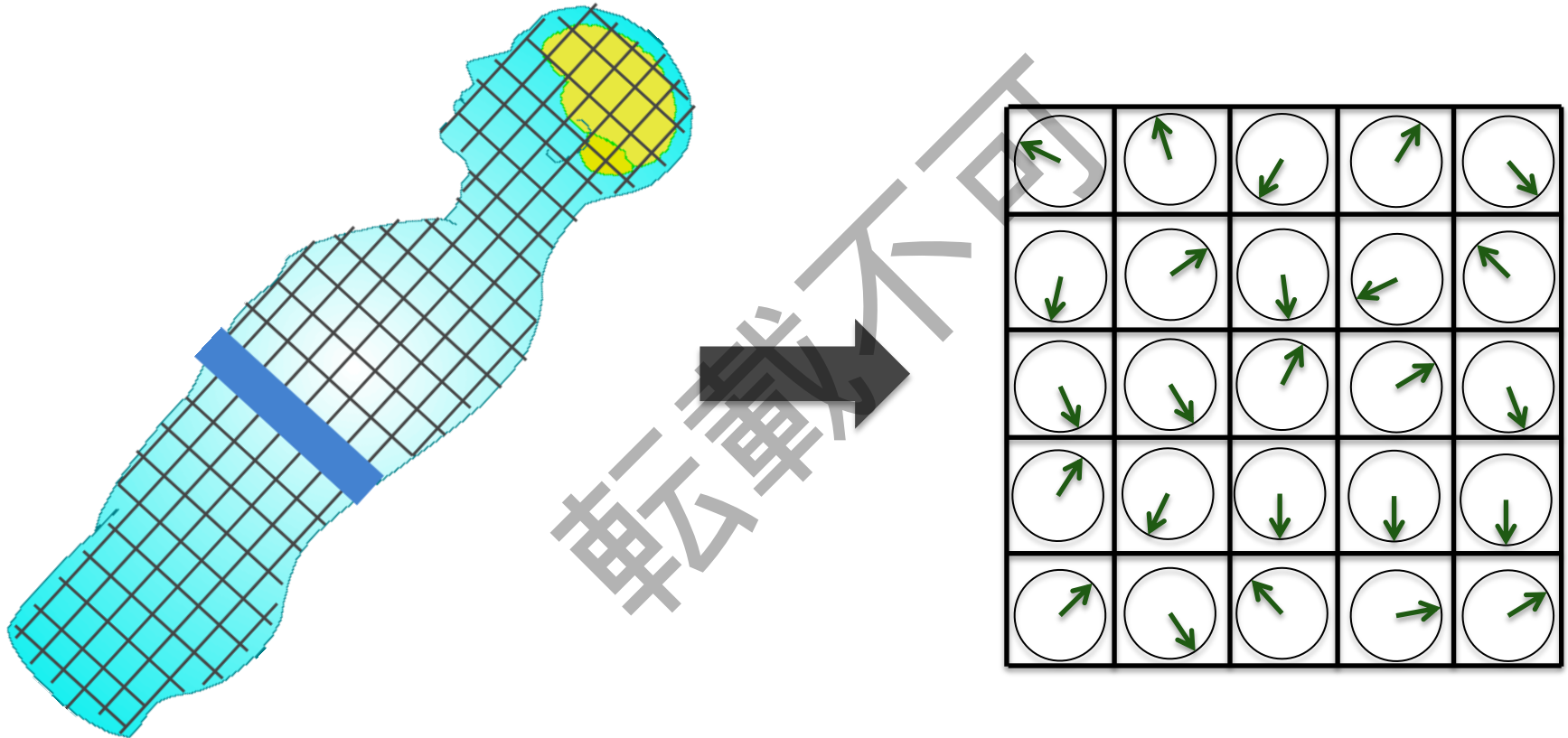
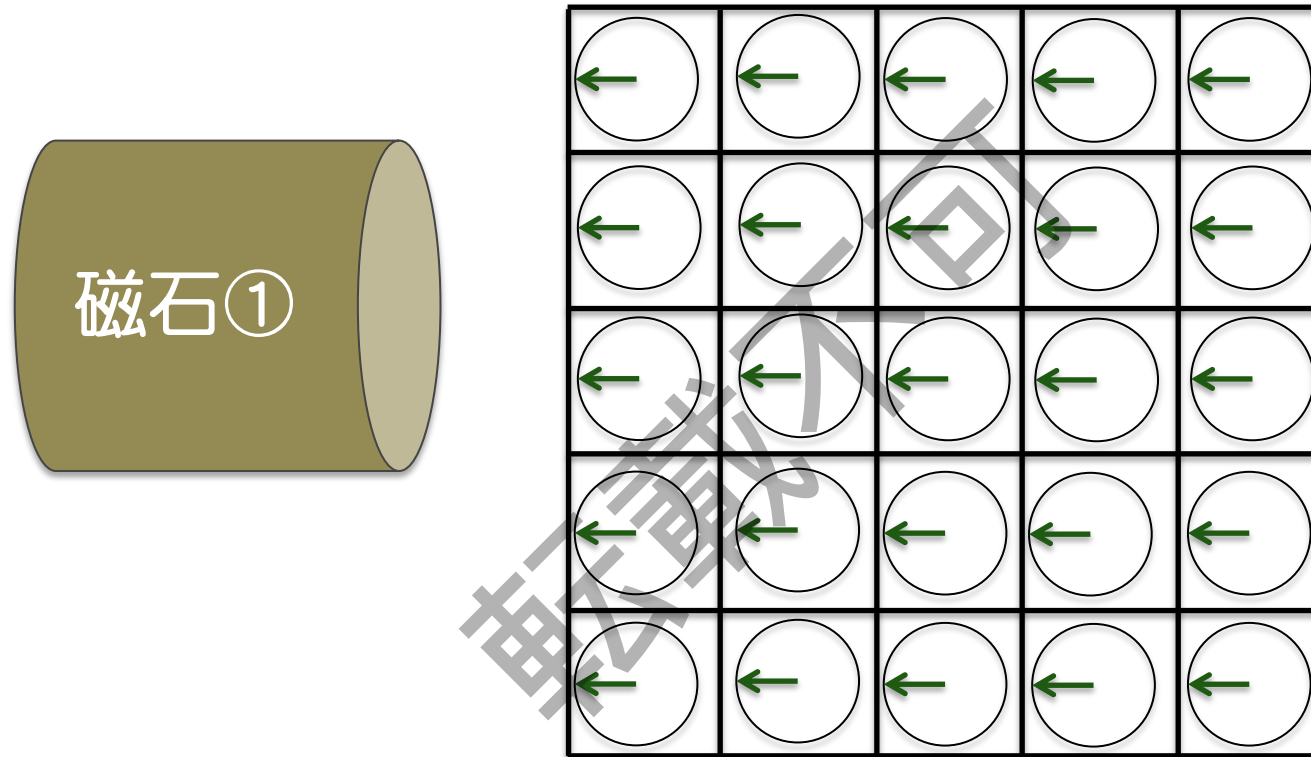
①磁場発生 ②RF送信 「励起」 ③RF送信Stop 「緩和」

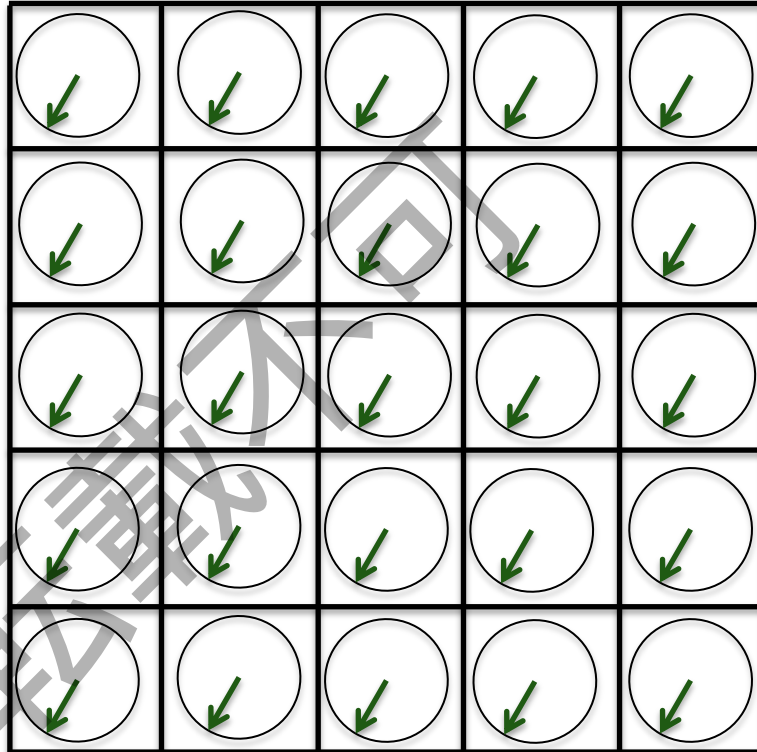
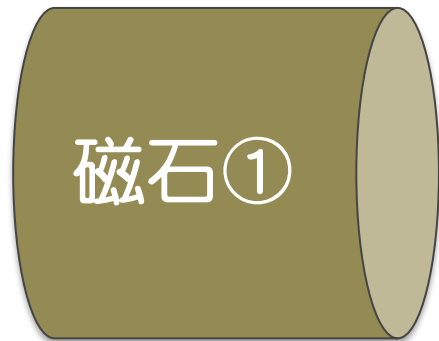
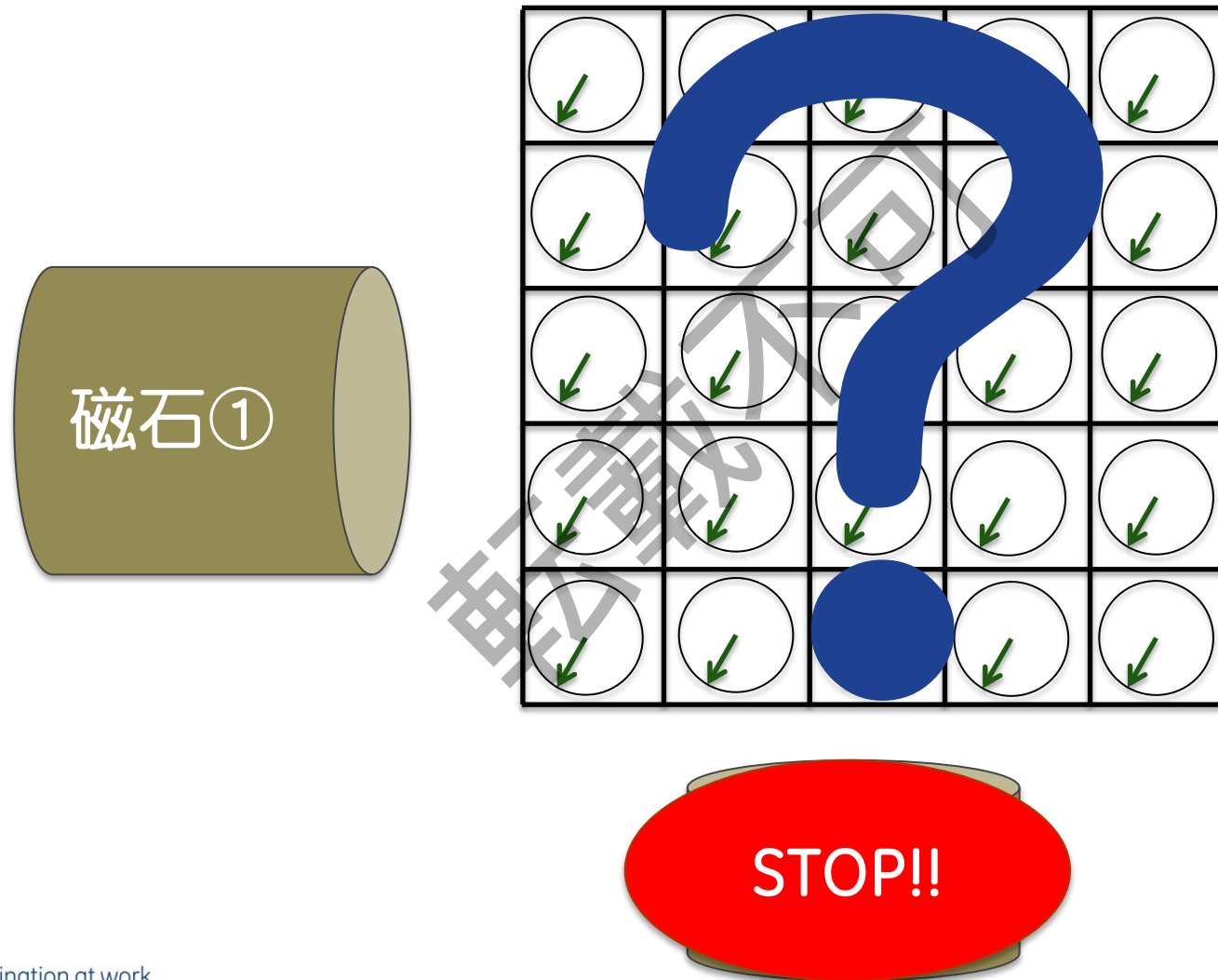
N極
S極
N極
RF/パルス
S極
N極
RF/パルス
電波を放出
S極

④電波を受信

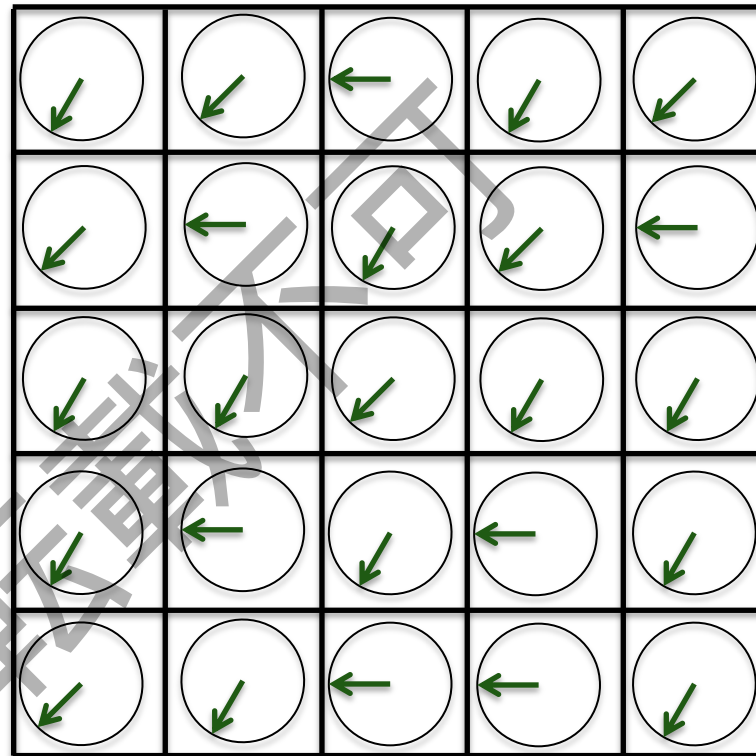
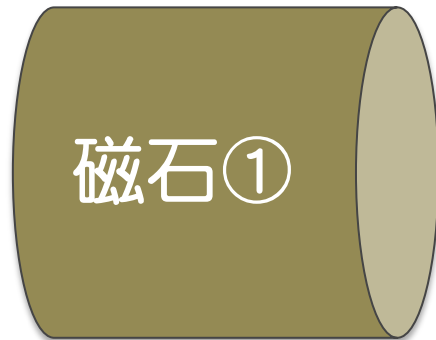
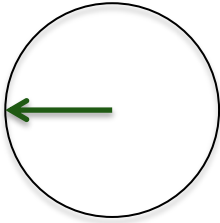
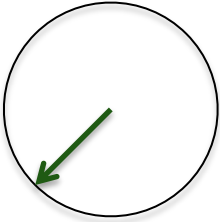
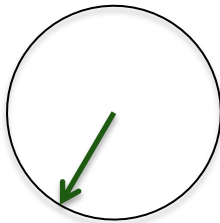
⑤画像再構成

人体は小さな立方体の集合

磁石を近づけてみると･･･

磁石①

磁場を感じるとある方向を向く

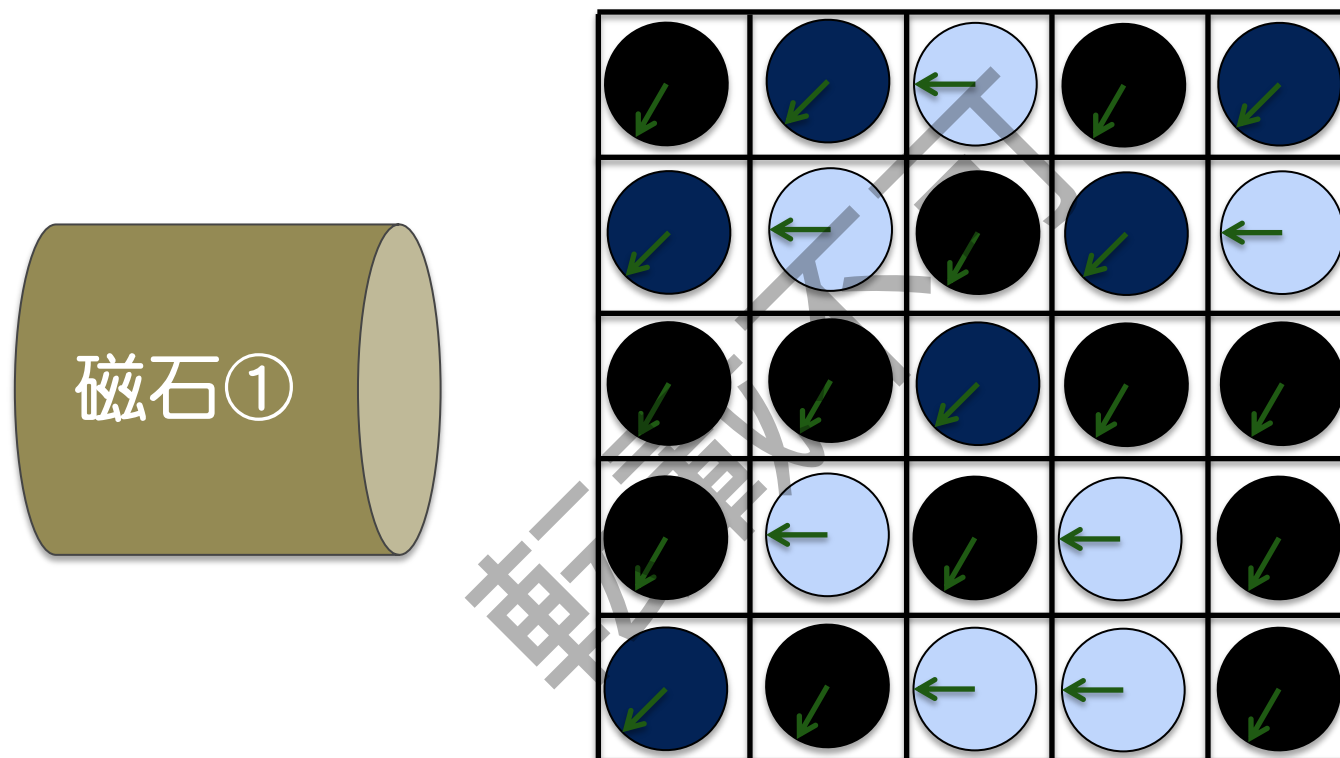
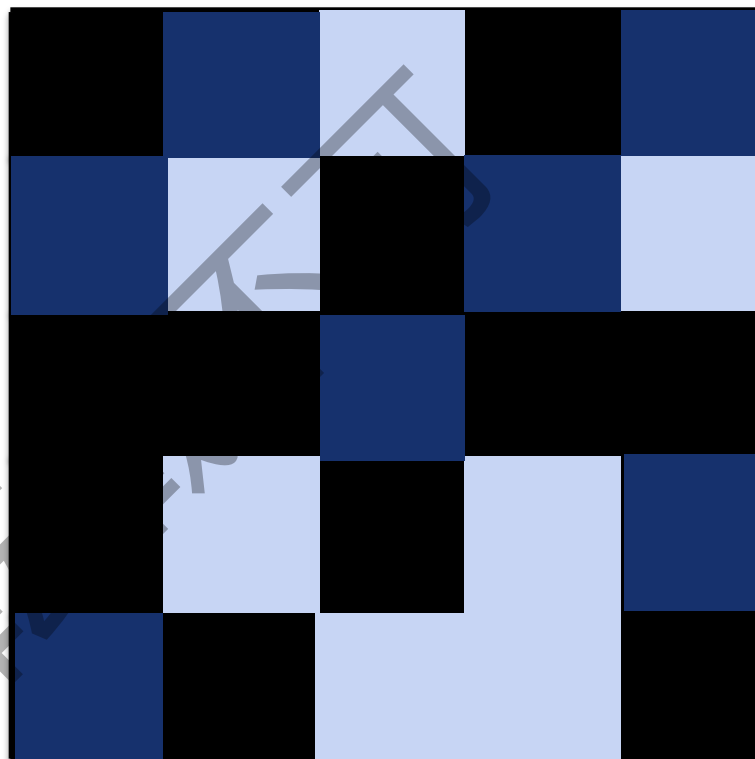
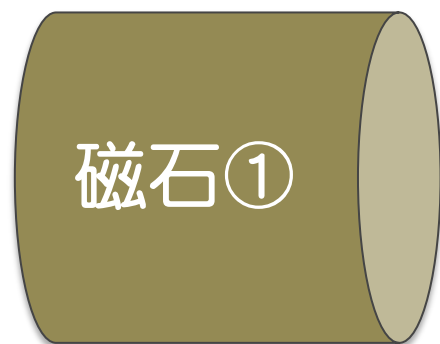
もうひとつ別の磁石を近づけてみると・・・

磁石②が急になくなるとどうなる??

元の向きに戻ろうとするが、その速さはバラバラ

磁石①

戻る速さ(緩和時間)の違いで色をつけてみる

緩和時間の短い組織

緩和時間の中程度の組織

緩和時間の長い組織

コントラストがつく

磁石①

コントラストがつく

磁石①

MR画像の成り立ち

① まずは、ざっくりと復習

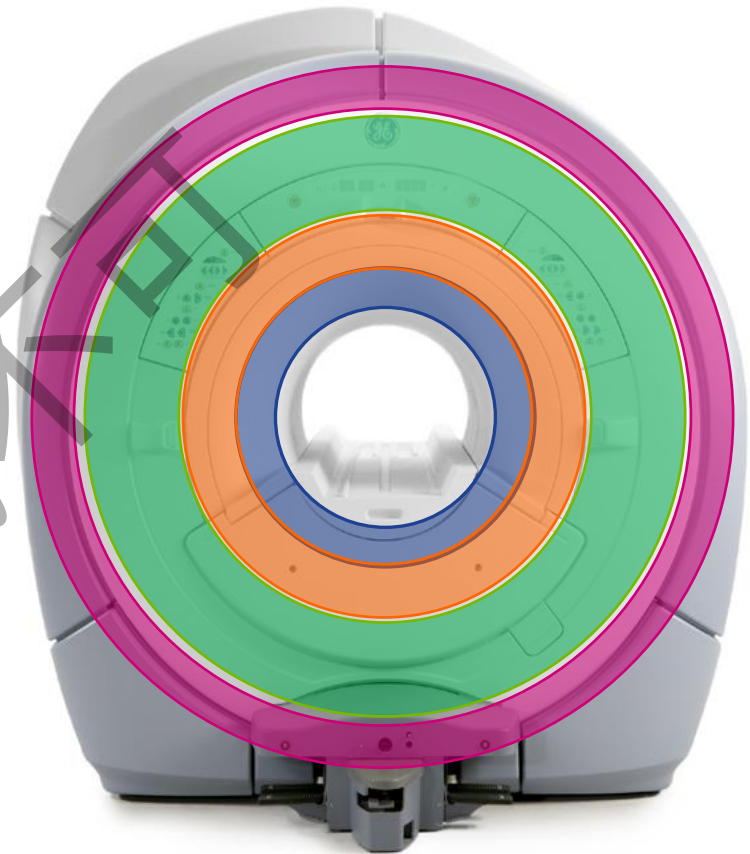
② MR信号を取得するまで

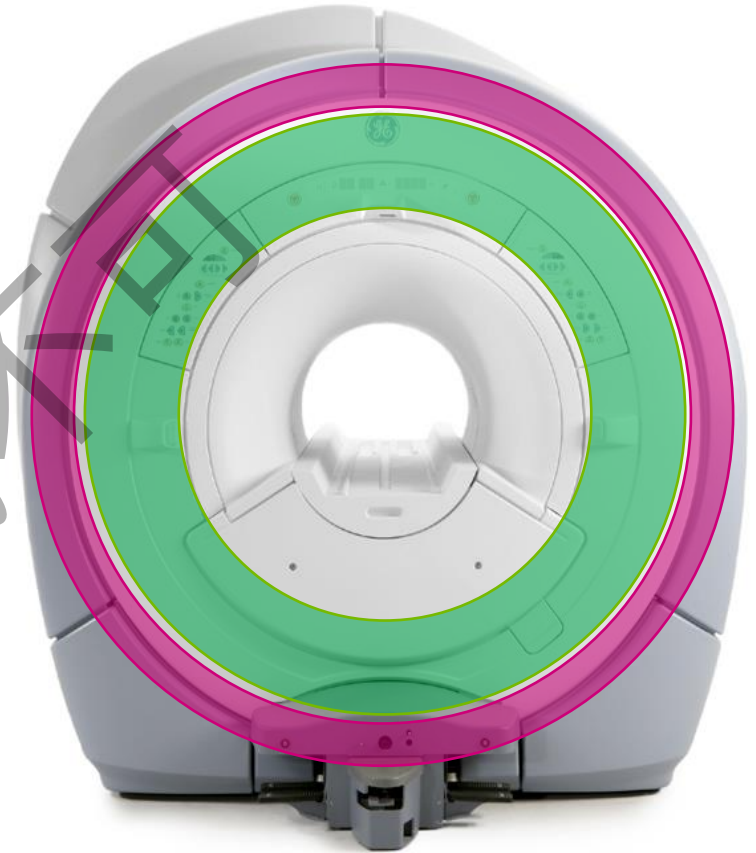
③ MR信号を取得してから

MR装置本体の内部構造

1.マグネット
磁気共鳴状態をつくる

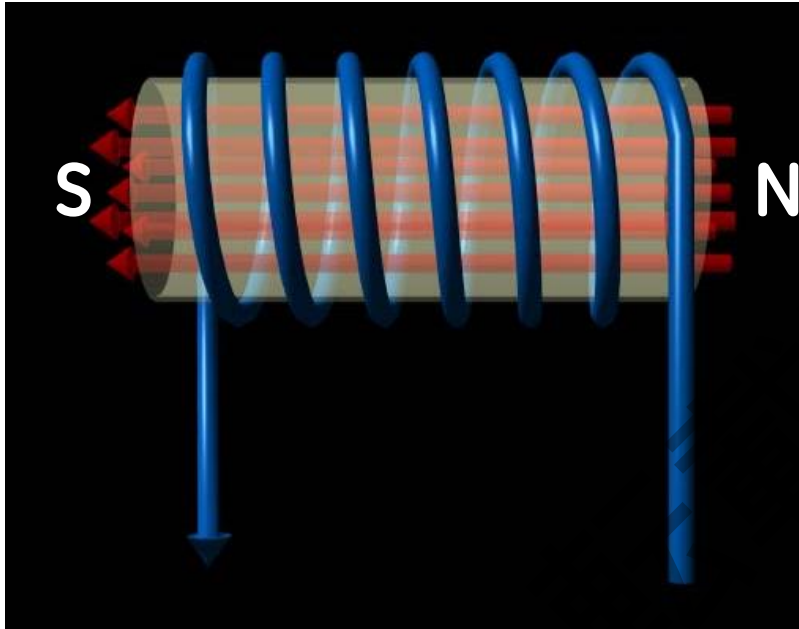
2.グラディエントコイル
傾斜磁場をつくる

3.RFコイル
RFを送信する(内蔵ボディコイル)

液体ヘリウム
超電導状態の維持

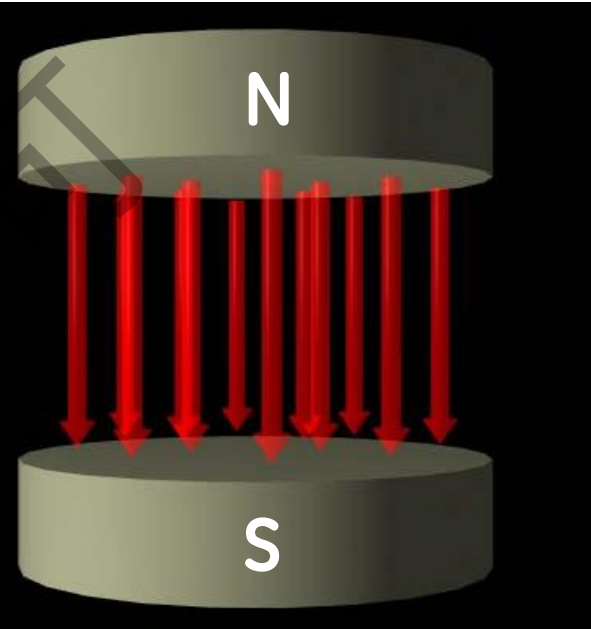
MR装置本体の内部構造

液体ヘリウム
超電導状態の維持

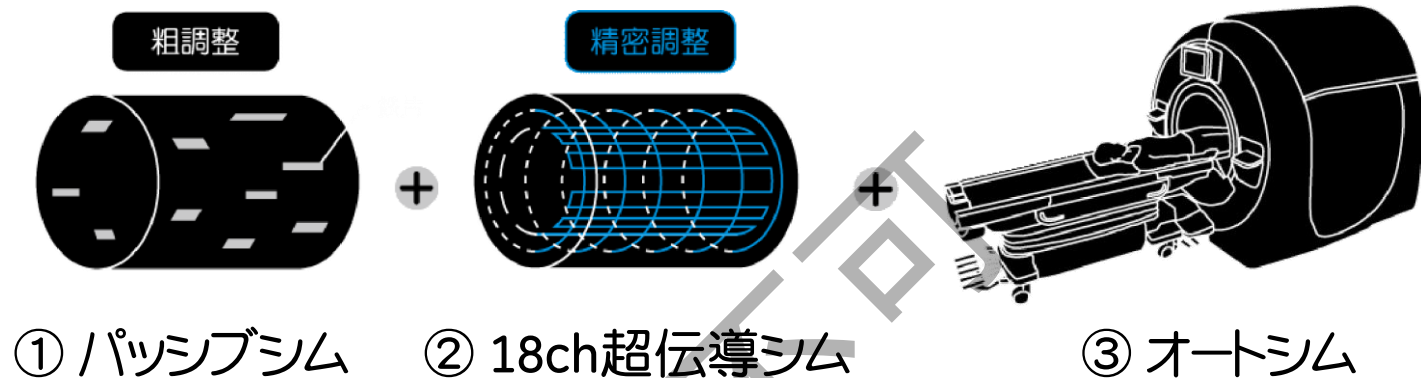
マグネット（超電導コイル）

超電導磁石型

S N

- 高磁場が作れる(~7T)
- コンパクトで軽量
- 液体ヘリウムが必要
- クエンチのリスク

永久磁石型

N S

- 開放性が高い（オープンMR）
- 維持費が安い
- 磁場発生に電力や冷却不要
- 温度により磁気特性が変化

シミング → マグネットの精度調整

①パッシブシム
マグネットの内側に鉄片を貼り付けて磁場を均一にする方法

②超伝導シム（アクティブシム）
マグネットのシムコイルに電流を流すことで磁場を均一にする方法

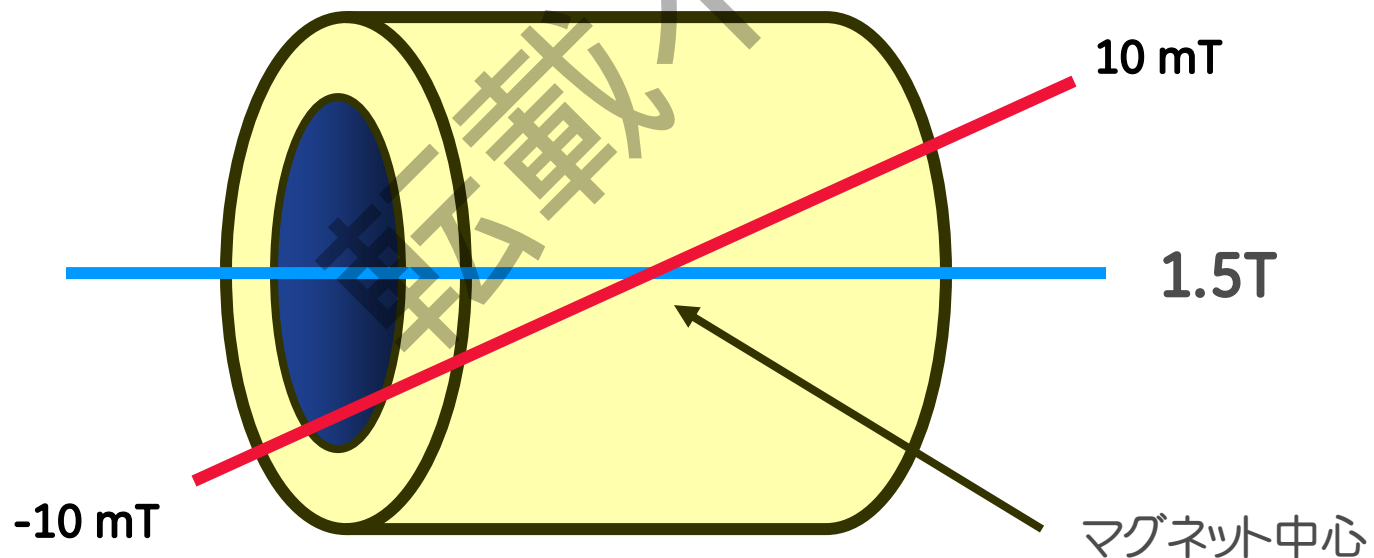
③オートシム
患者がボア内に入ることで乱れた静磁場を傾斜磁場アンプのオフセット電流で補正する方法。撮影直前のチューニング時に行なう。

MR装置本体の内部構造

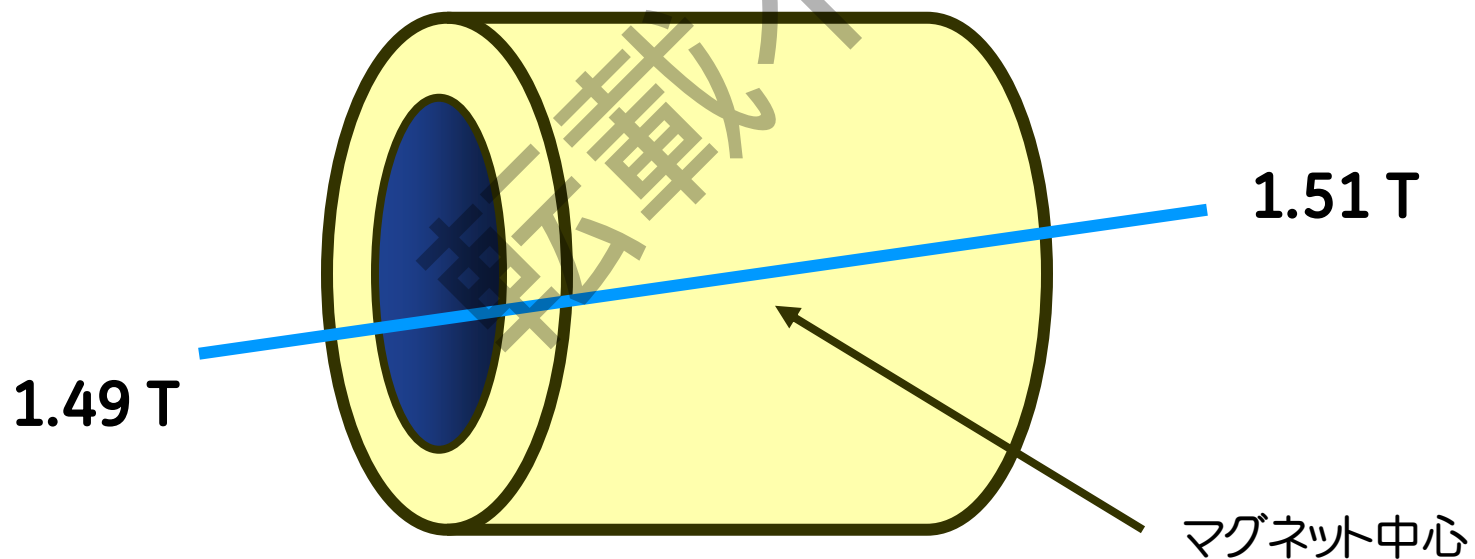
2.グラディエントコイル
傾斜磁場をつくる

傾斜磁場（グラディエント）とは?

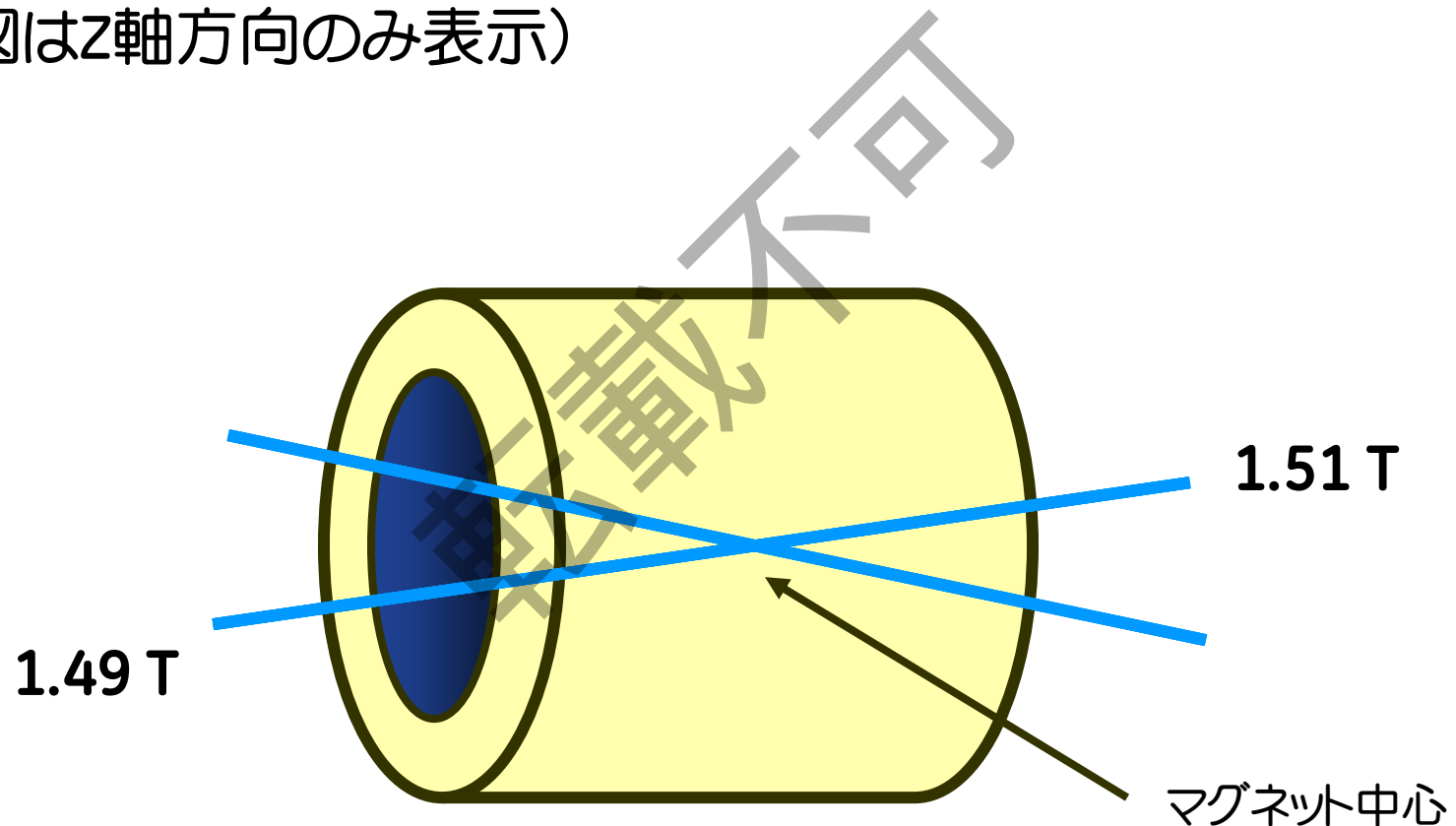
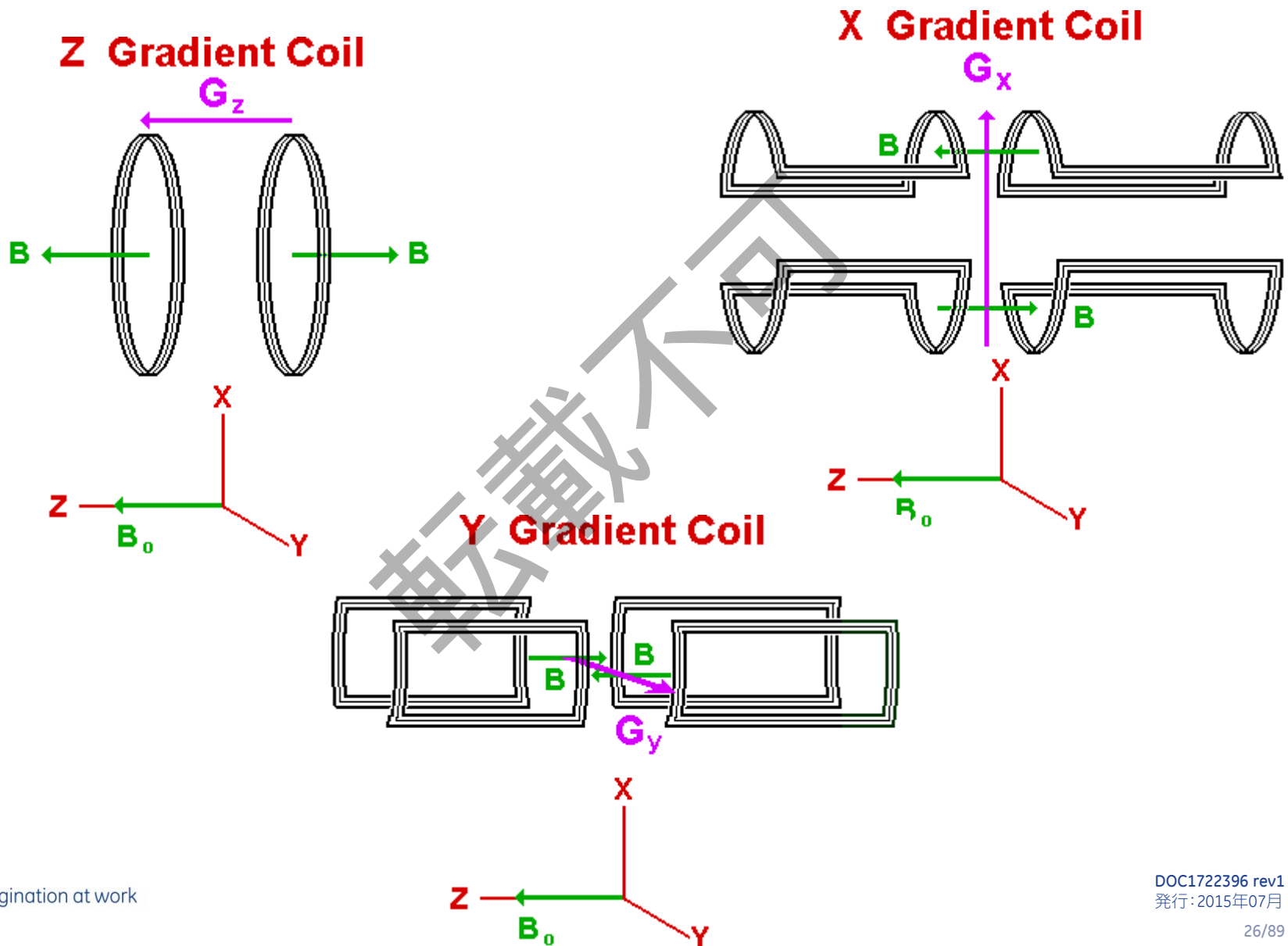
マグネットが発生している磁場 = 静磁場（B_0）

傾斜磁場=傾斜磁場コイルに必要な時だけ電流を流して発生させる、「動」磁場と言える。

傾斜磁場(グラディエント)とは?

傾斜磁場 + 静磁場で、磁場の勾配ができる。

場所によって磁場の強さが**直線的に**違っている。

傾斜磁場(グラディエント)とは?

実際の撮影中は傾斜磁場の向きが高速に切り替わっている。

(※図はZ軸方向のみ表示)

傾斜磁場コイルは3軸独立

傾斜磁場の仕組みと仕事

- 傾斜磁場は空間的な3軸に独立して印加することができる。
- コイルに流す電流の向きで磁場の直線的な向きを逆にすることも可能。

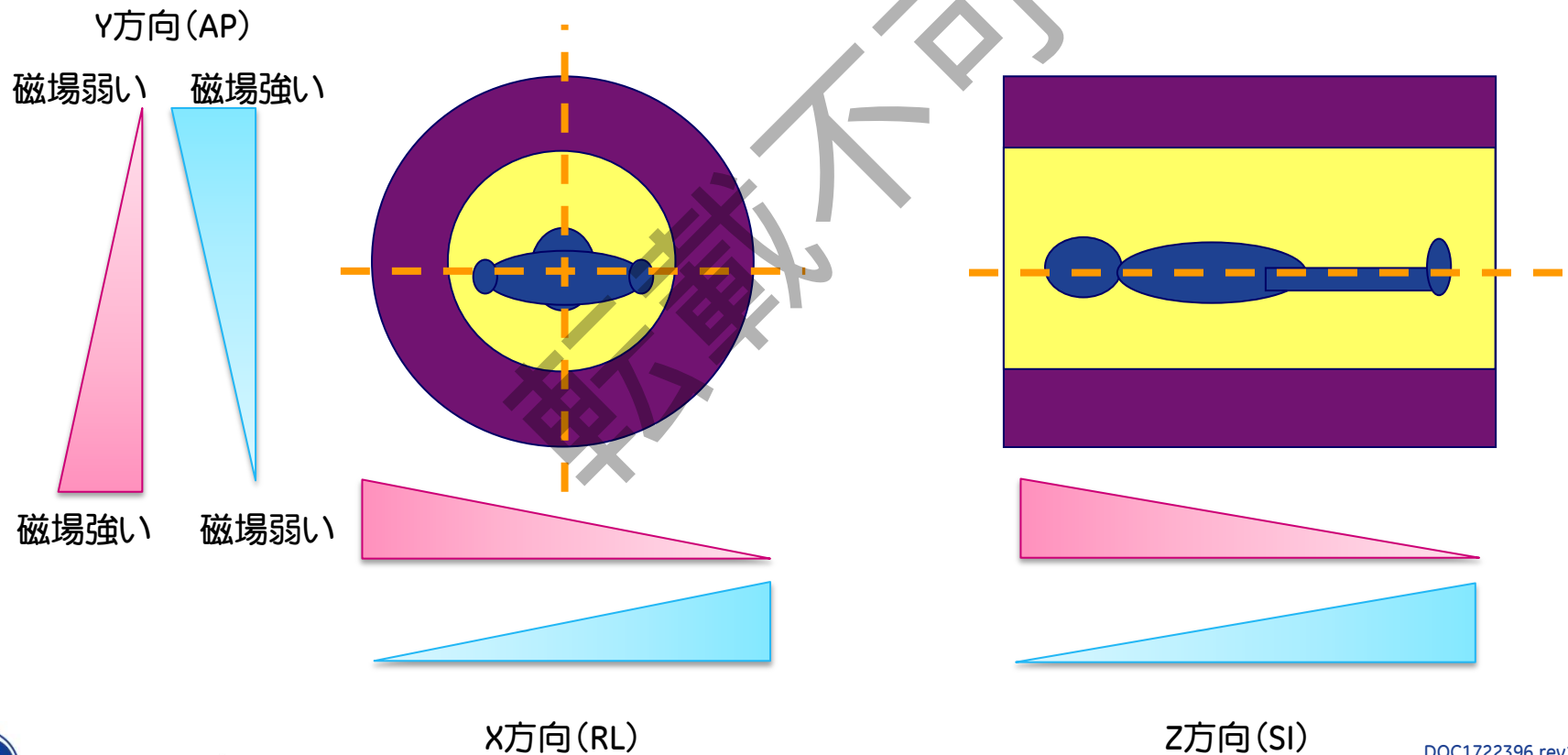
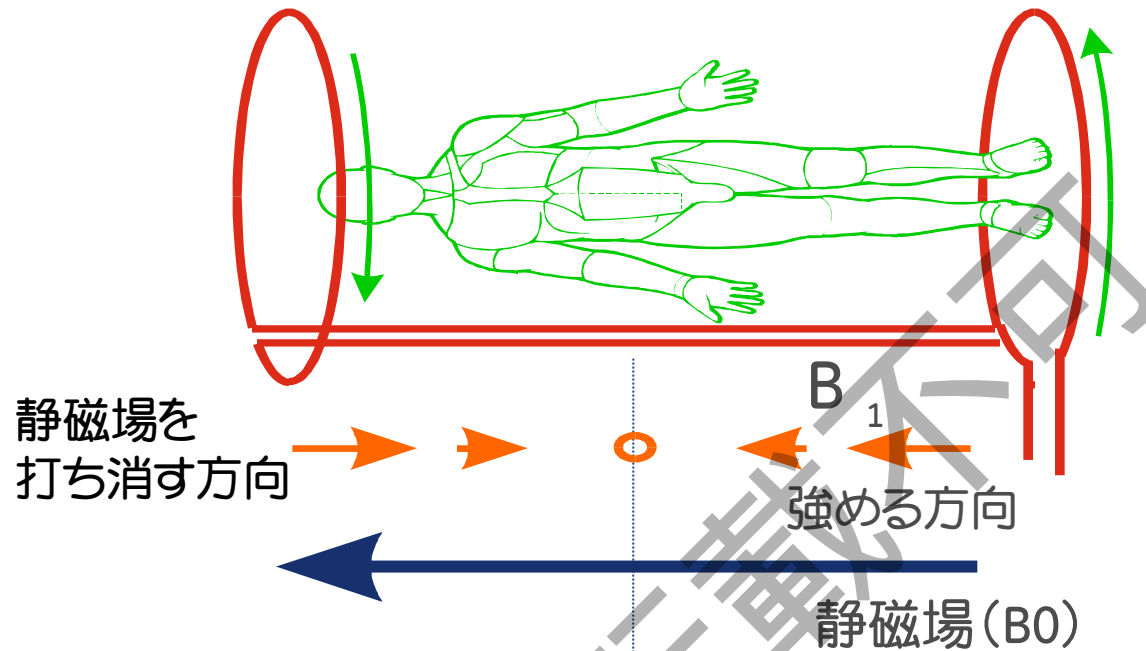
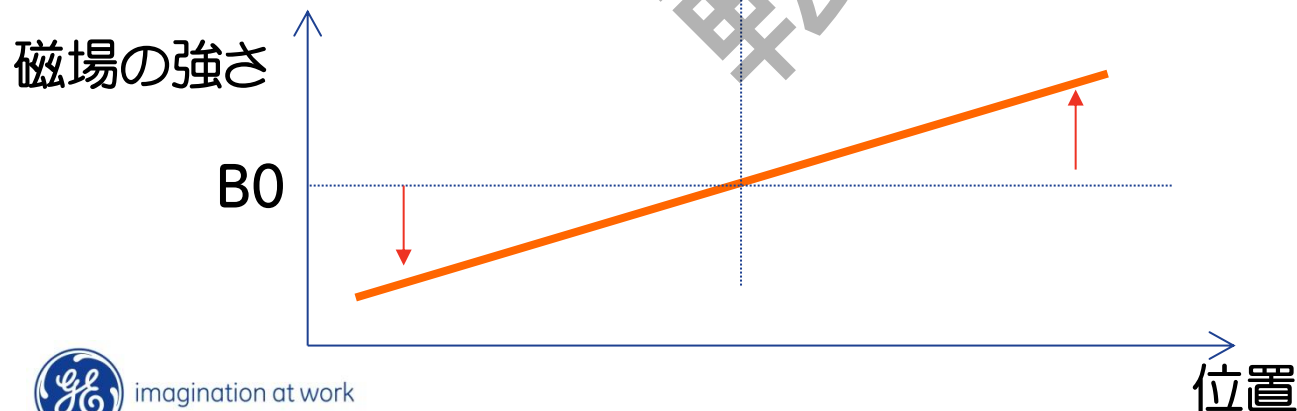
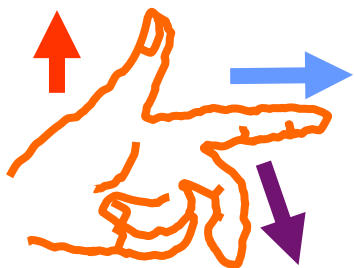
- 組み合わせて印加することもできる。→オブリーク面の決定

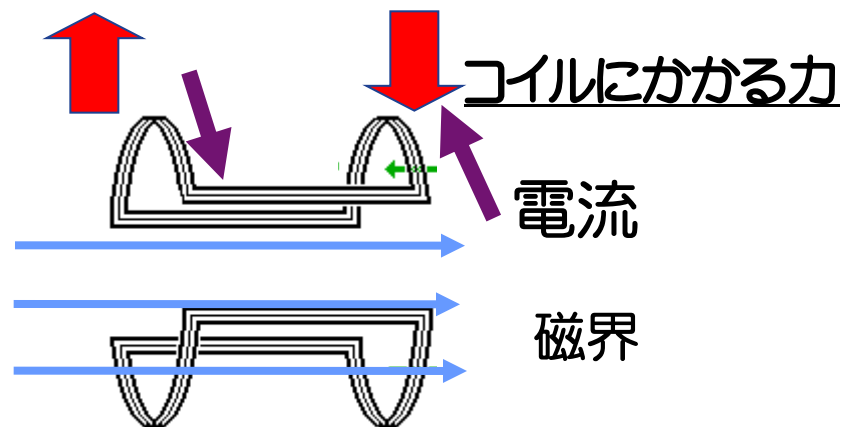
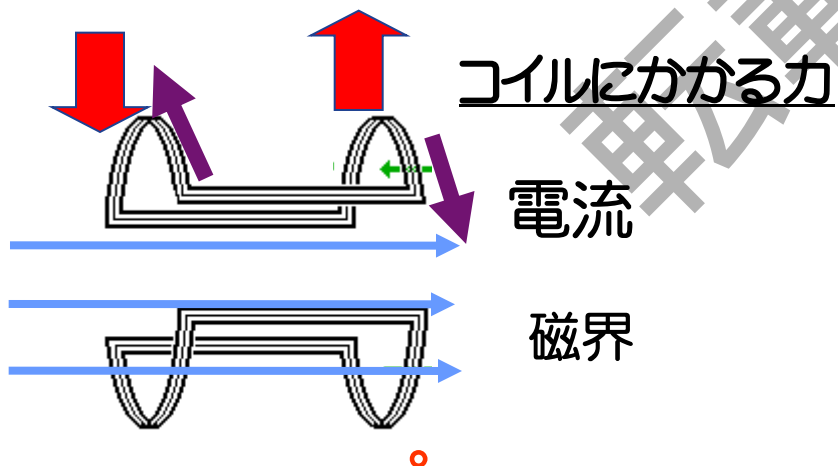
Y方向（AP）

磁場弱い　磁場強い

磁場強い　磁場弱い

X方向（RL）

Z方向（SI）

傾斜磁場を作るには…z軸方向を例にとると

検査時に発生する音の正体

覚えていますか?
フレミングの左手の法則

傾斜磁場コイルに電流を流すと、力が発生します。
傾斜磁場を高速で切り替えると、コイルにかかる力が高速で切り替わります。

MR装置本体の内部構造

3.RFコイル

RFを送信する(内蔵ボディコイル)

電波の送信と受信

RF送信（MRIで使用する電磁波の周波数）

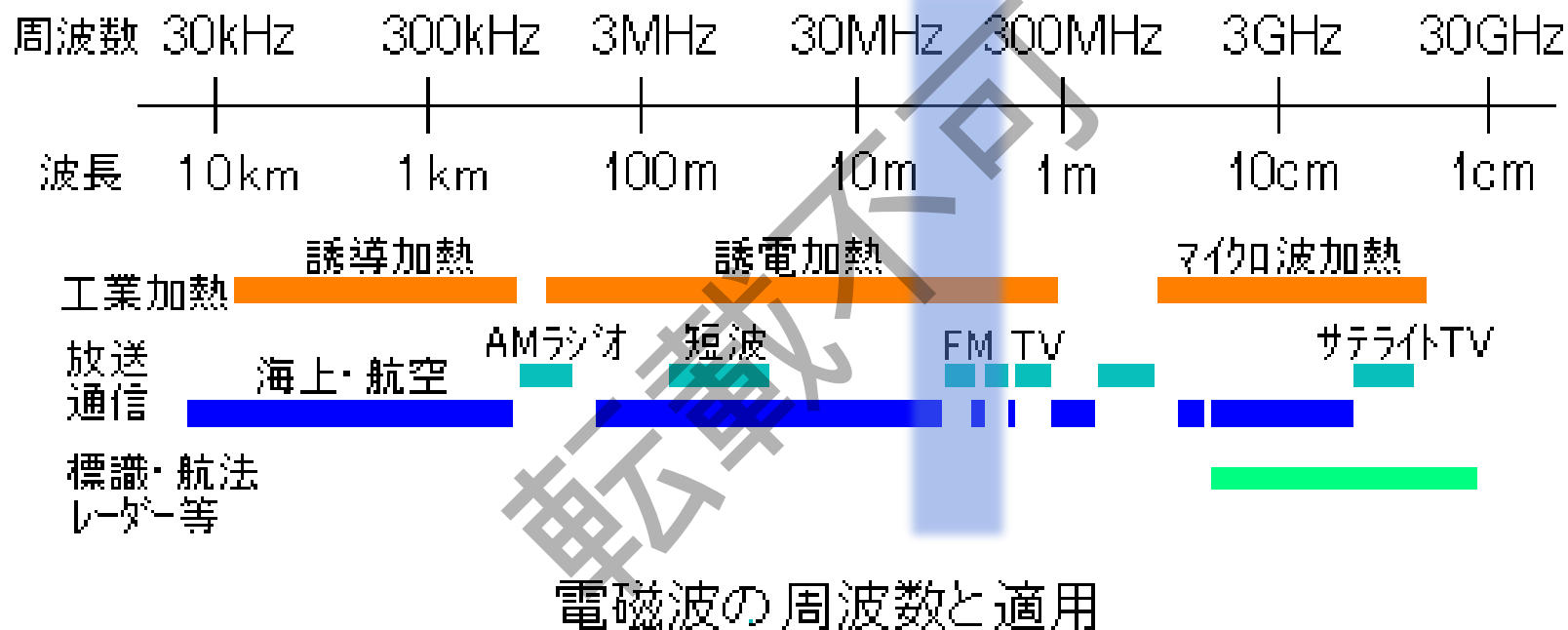
周波数 30kHz 300kHz 3MHz 30MHz 300MHz 3GHz 30GHz

波長 10km 1km 100m 10m 1m 10cm 1cm

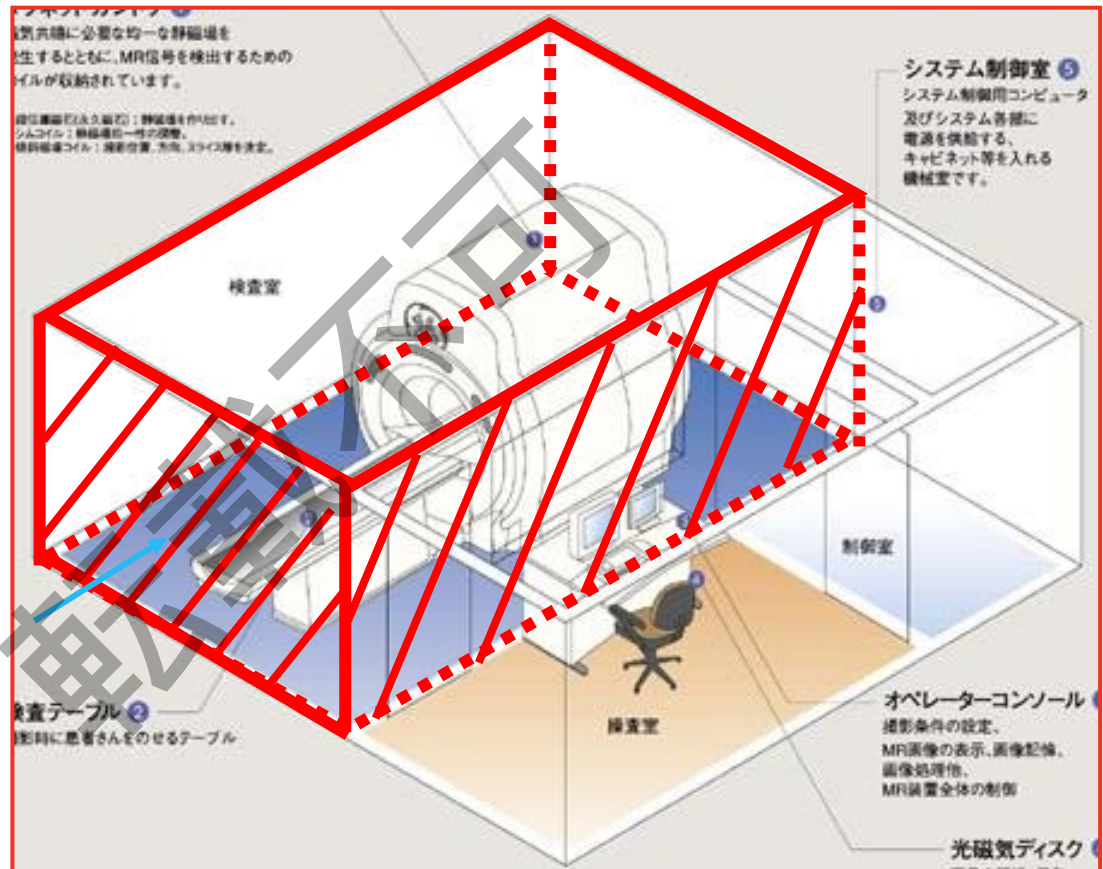
工業加熱：誘導加熱、誘電加熱、マイクロ波加熱

放送通信：海上・航空、AMラジオ、短波、FM TV、サテライトTV

標識・航法レーダー等

電磁波の周波数と適用

1.5T : 63.85MHz
3.0T : 127MHz

コイルと電波シールド

サーフェスコイルによって、微弱な信号を受信するため、感度を上げている。

100dBのRFシールドが施されており、外部ノイズを100億分の1に減衰させている。

シールドの必要性（周波数ノイズ）

外来ノイズをRFコイルが受信（周波数軸に直交する線が入るアーチファクト）

シールドの必要性（周波数ノイズ）

外来ノイズをRFコイルが受信（周波数軸に直交する線が入るアーチファクト）

周波数軸

63.896MHz

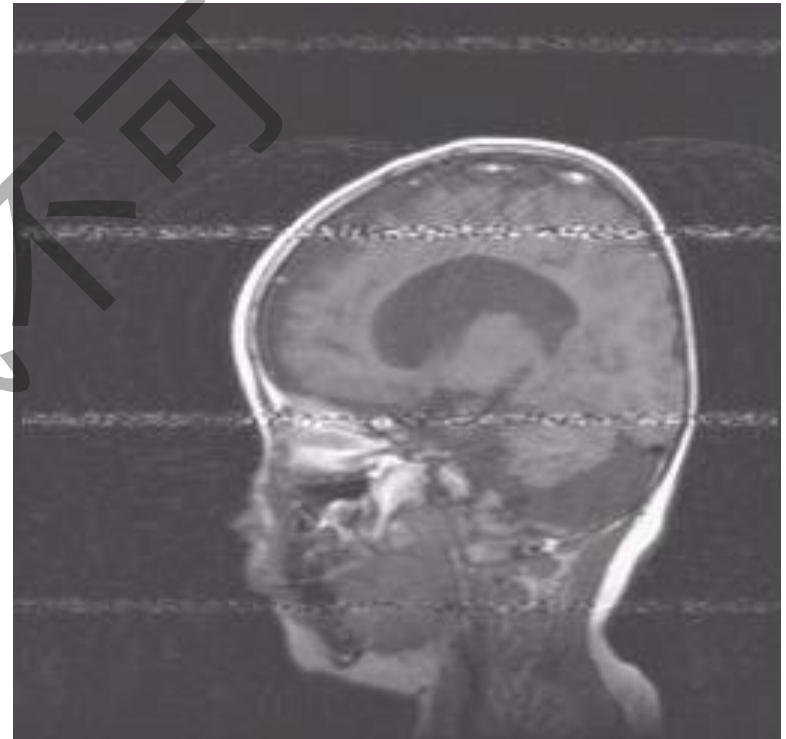
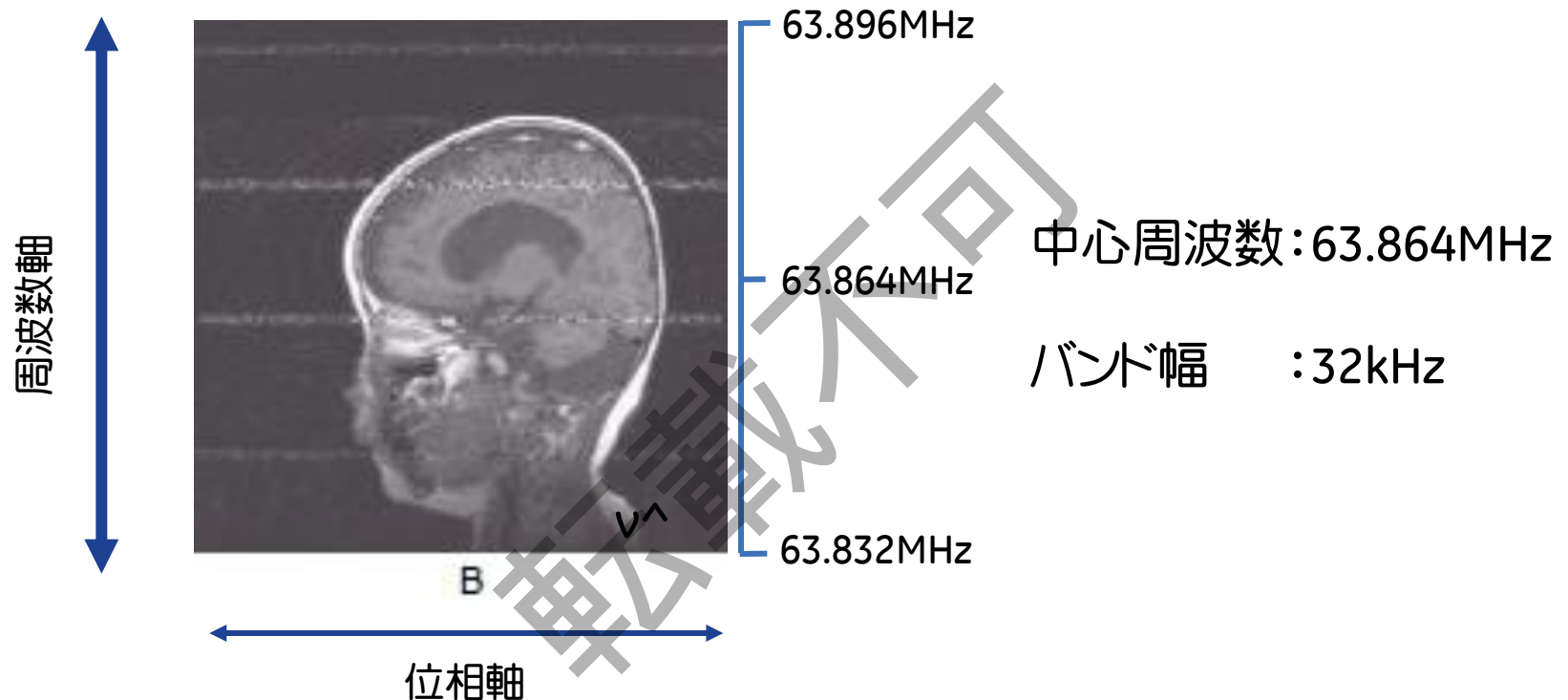
63.864MHz

63.832MHz

B

位相軸

中心周波数：63.864MHz

バンド幅　　：32kHz

〔発生原因〕

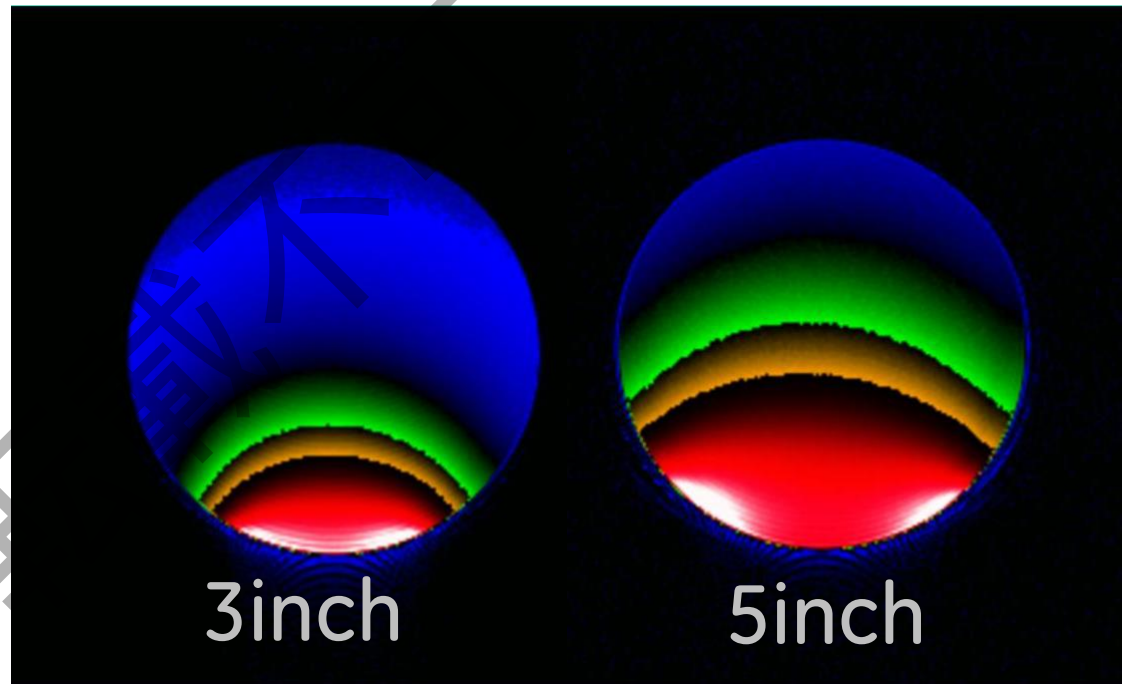
- 撮影室内にあるノイズ源（電気的なもの）
- 撮影室のシールド劣化（扉の銅フィンガーの破損等）
- システムクロストーク（MRが2台以上ある場合）

1:リニアコイル

最も基本的な円形コイル

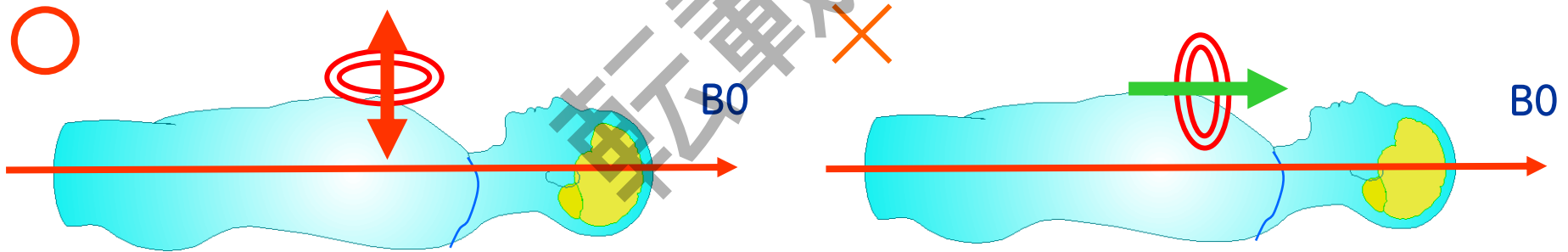
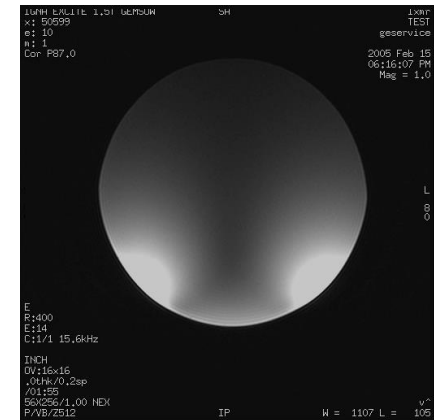
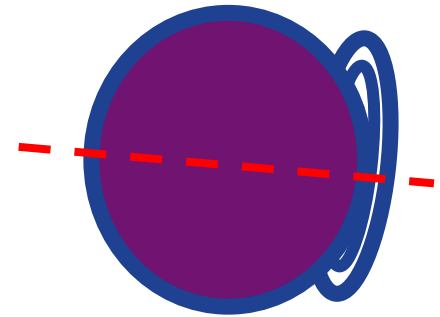
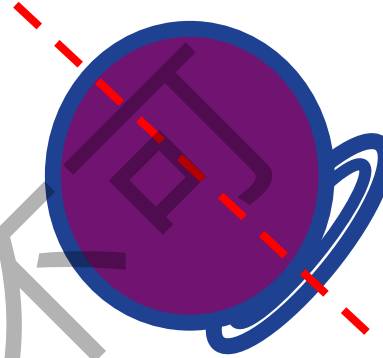
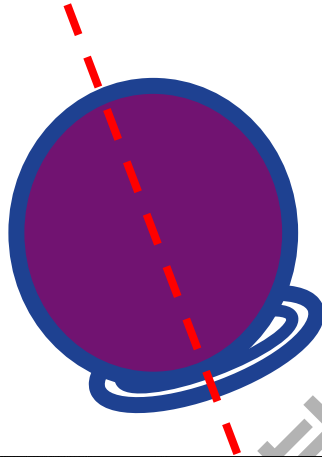
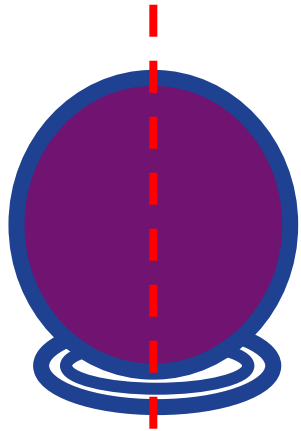
一般的にCoil Sizeが小さいほど、Coil近傍のSNRは高くなる。

1:リニアコイル

最も基本的な円形コイル

一般的にCoil Sizeが小さいほど、Coil近傍のSNRは高くなる。

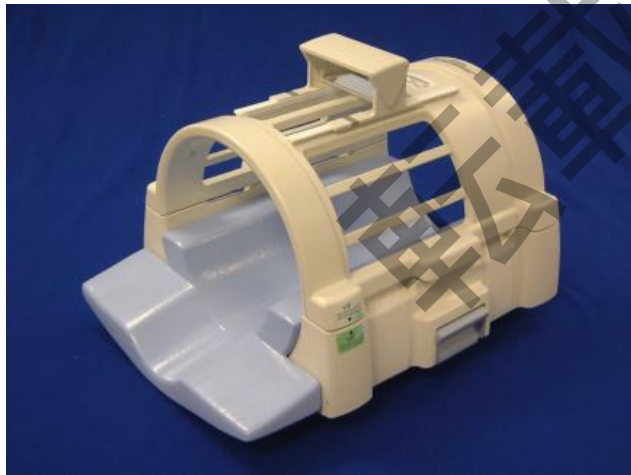
円形コイルを使用する際の向き

円形コイルが作り出す磁場は、静磁場に直交しなければならない。

静磁場に対して平行に設置するのが理想。

コイルセッティング角度による信号の違い

2：クワドラチャコイル（QDコイル）

目的：円形コイルよりもSNR向上

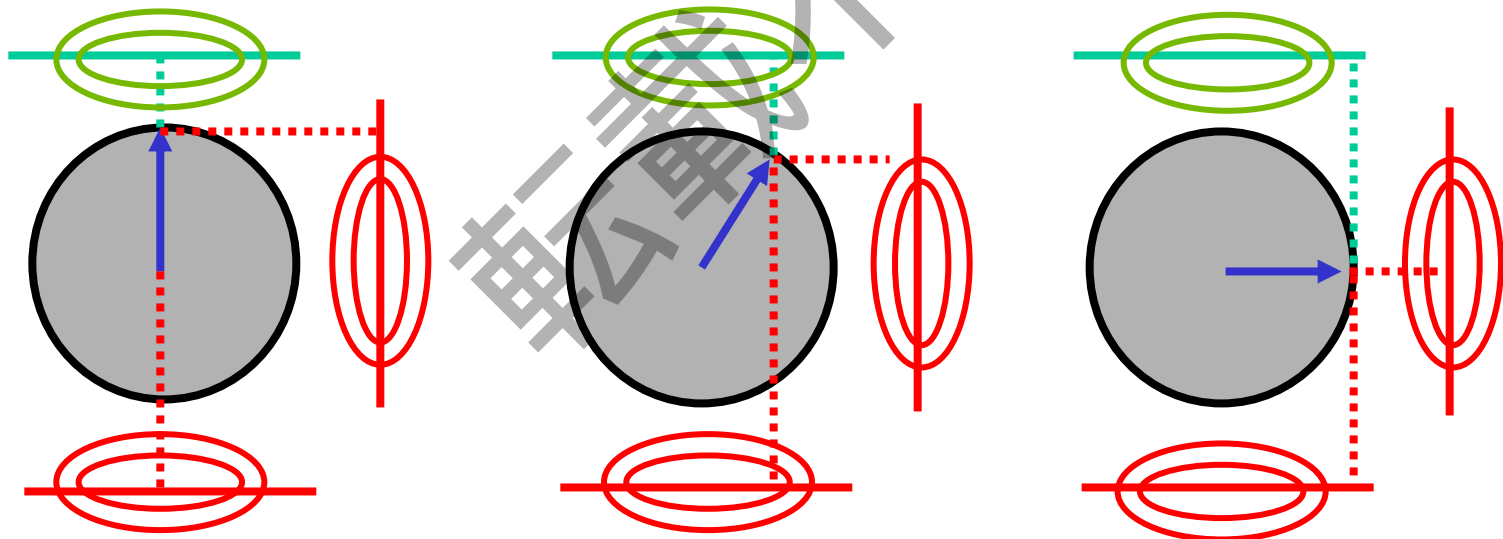
方法：2つのコイルを直交するように配置し、MR信号を0°及び90°位相がずれた位置で検出する。

→同じ場所の信号を2つのコイルで受信するのでSNRが良くなる

2：クワドラチャコイル（QDコイル）

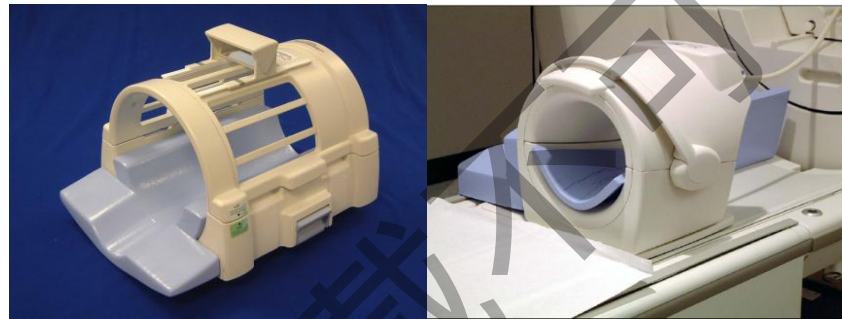
目的：円形コイルよりもSNR向上

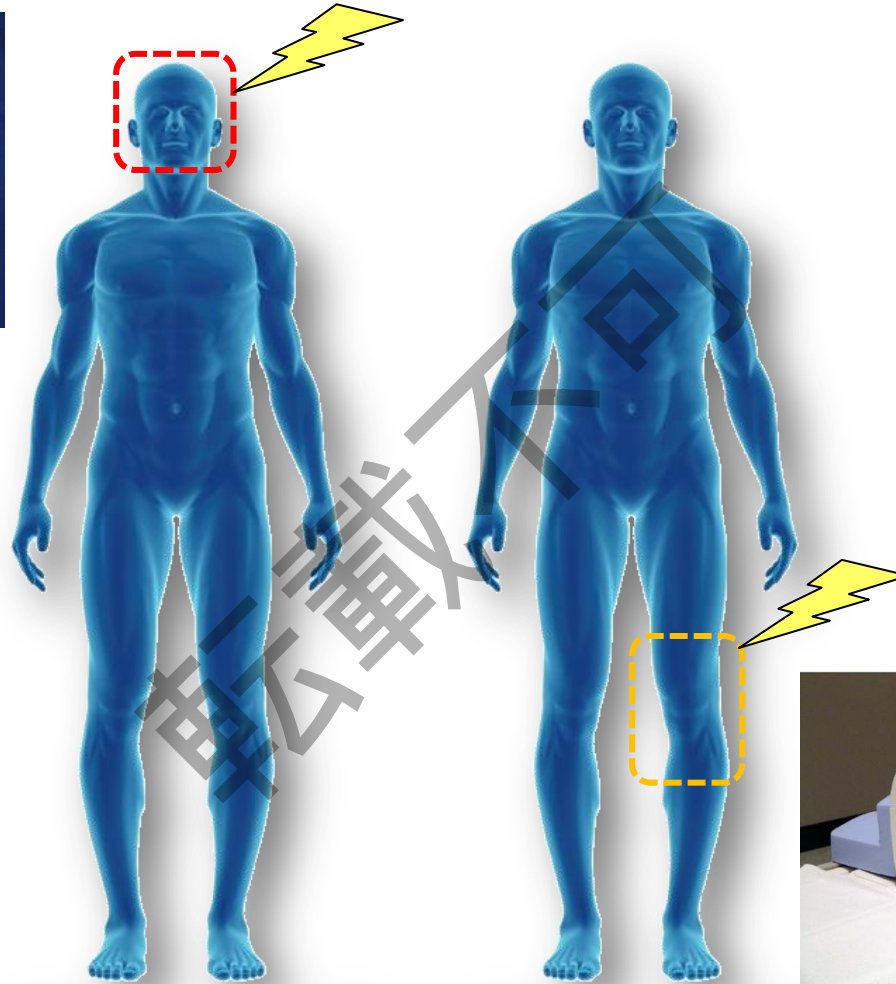
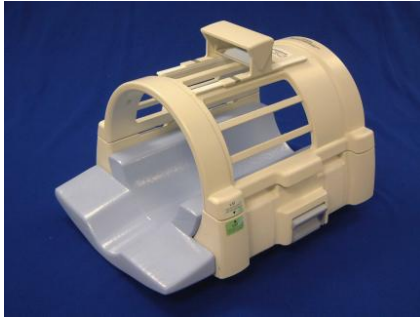
方法：2つのコイルを直交するように配置し、MR信号を0°及び90°位相がずれた位置で検出する。

→同じ場所の信号を2つのコイルで受信するのでSNRが良くなる

円形コイル

QDコイル

送受信コイル

方法：コイル内の領域だけを選択的に励起し、受信する

- コイル外の隣接組織がほとんど励起されない
- コイル外からの折り返しアーチファクトを考えなくて済む

送受信コイル

コイルの特性

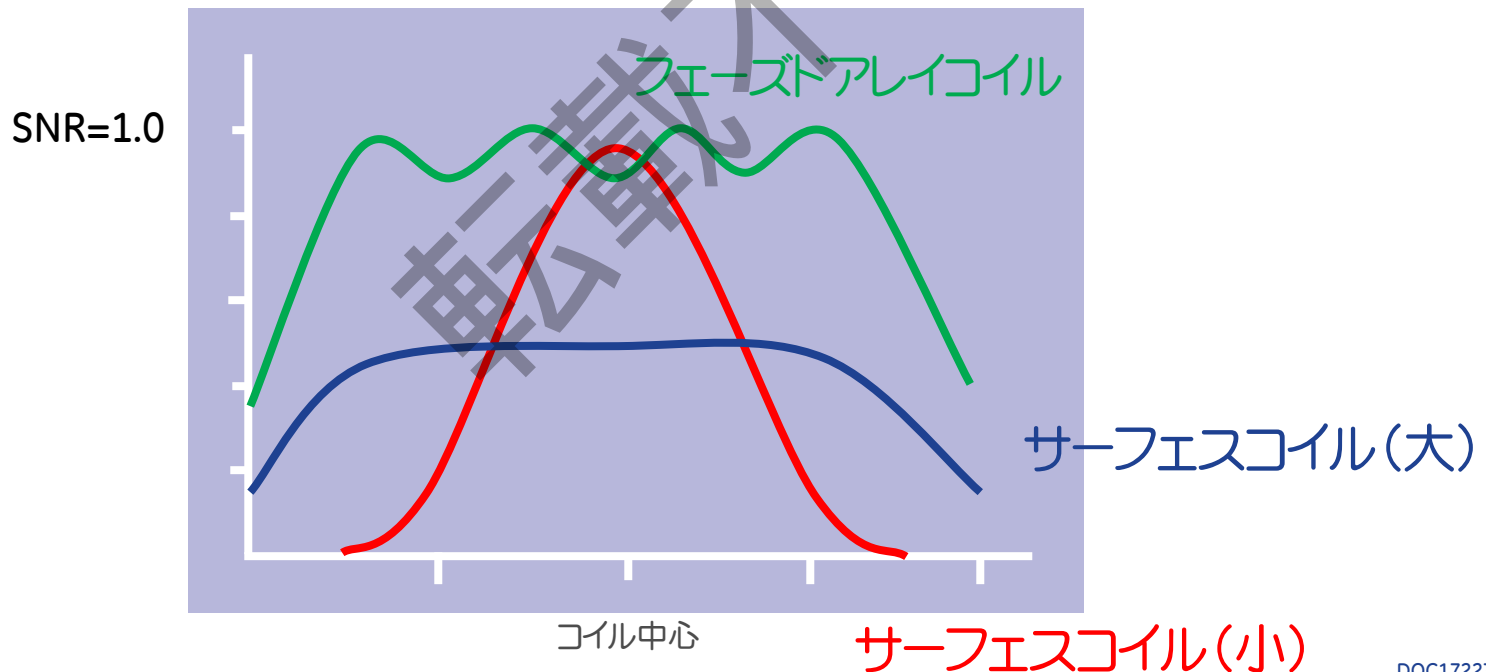
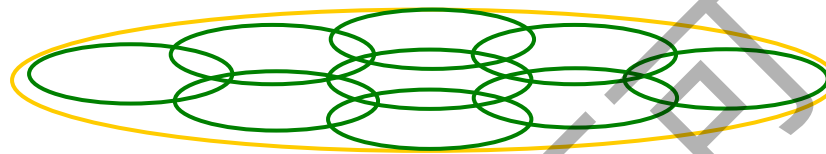
① コイル自体が大きくなる程、広い範囲をカバーするが信号受信効率が悪くなる

② 小さいコイルは信号受信効率が高いが、カバーできる範囲が狭い。

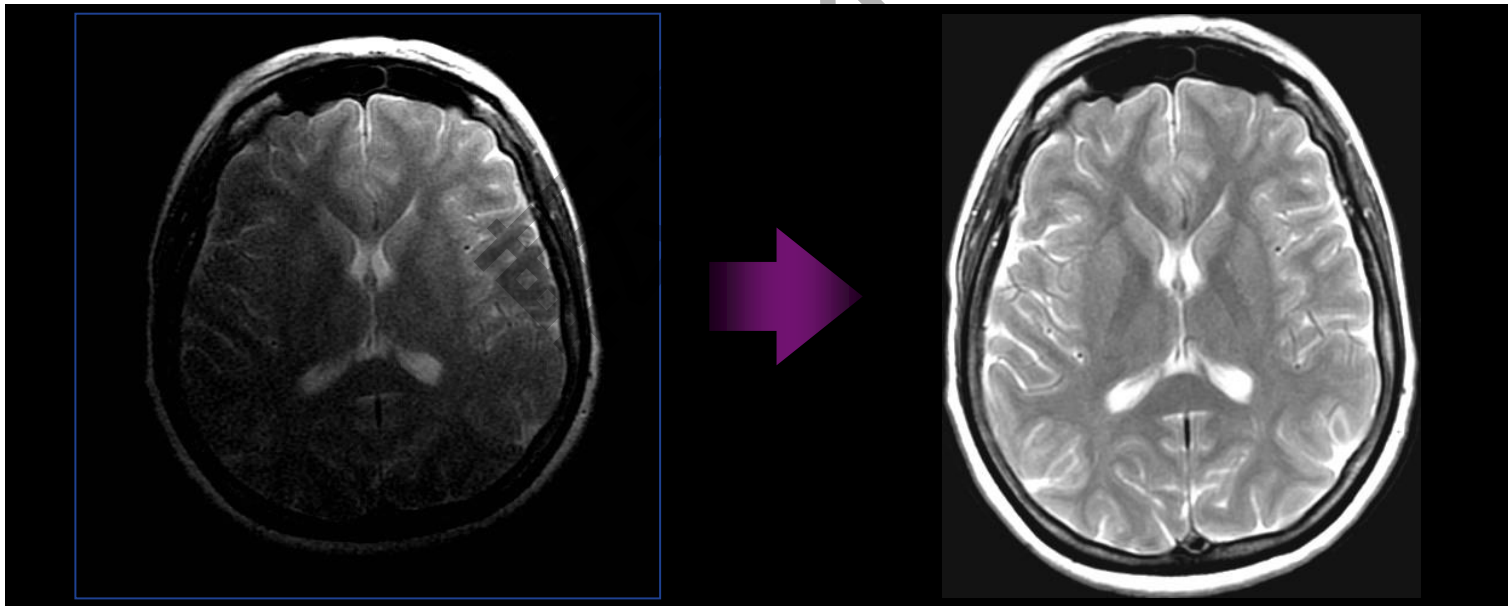
そこで…フェーズドアレイコイルの登場

3：フェーズドアレイコイル

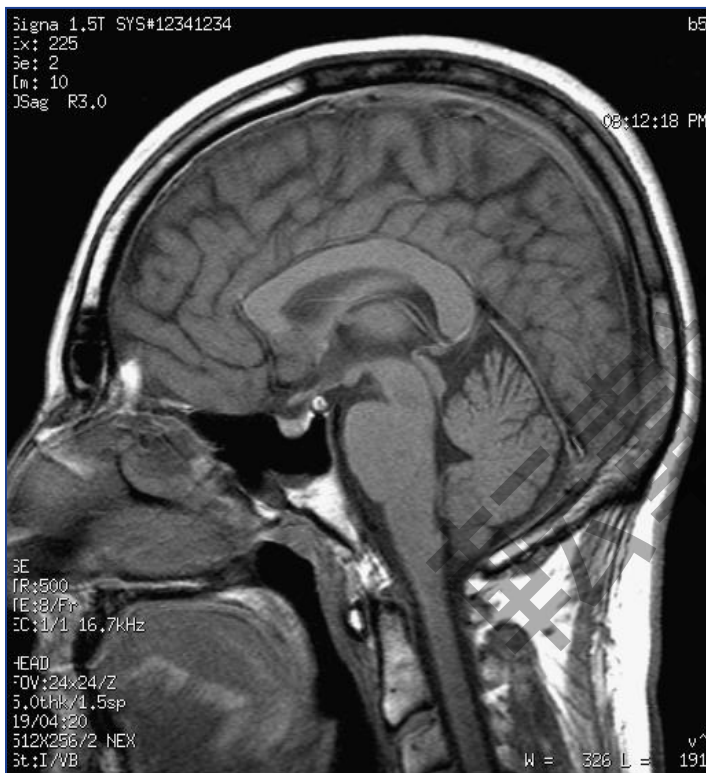
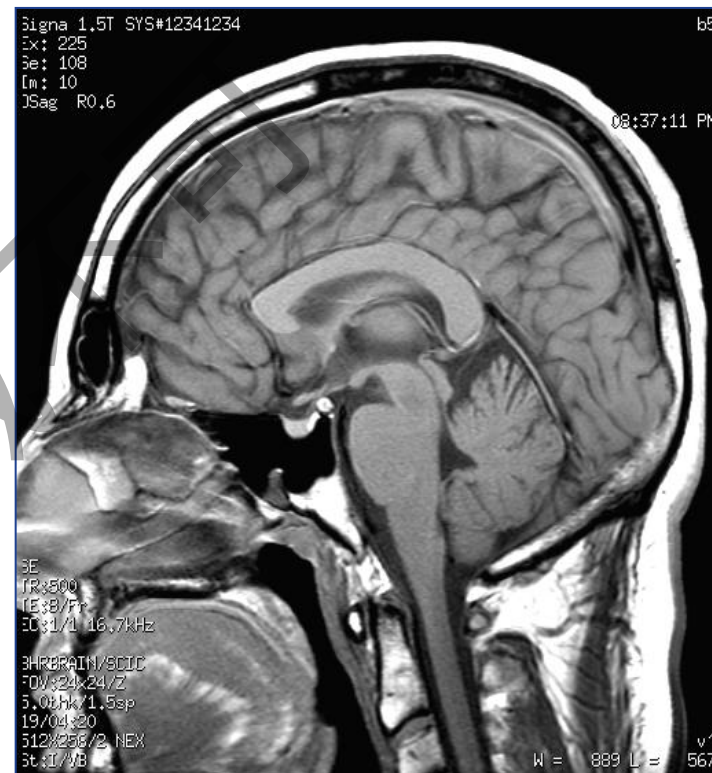
目的： 広い領域をSNR良く撮りたい

方法： 小径コイルを並べ、目的の撮像領域をカバーする

サーフェスコイルによるVolume収集を実現

小径コイルの特長を生かしつつ広範囲の信号を得る

高範囲、高SNR、高分解能

SNRの比較

SpinEcho-T1w
512*256
5mm
4:20

1ch T/R Head Coil

8ch Brain Coil

フェーズドアレイコイルのメリット/デメリット

- 広範囲のSNRが確保される。
- フェーズドアレイコイルを構成するコイルの数だけ情報が増える
  ⇒各コイルの空間的位置情報を利用するパラレルイメージングが使用可能になり、高速撮影が可能。

- 同じ撮影範囲内でチャンネルを増やすとコイルが小さくなる
  ⇒深さ方向の感度が厳しくなる。
- チャンネル数が多くなるとデータ量が増える
  ⇒画像計算時間がかかる。

MR画像の成り立ち

① まずは、ざっくりと復習

② MR信号を取得するまで

③ MR信号を取得してから

SpinEcho法で理解しよう

SpinEcho

180°

90°

TE/2

TE/2

TE

z

x

y

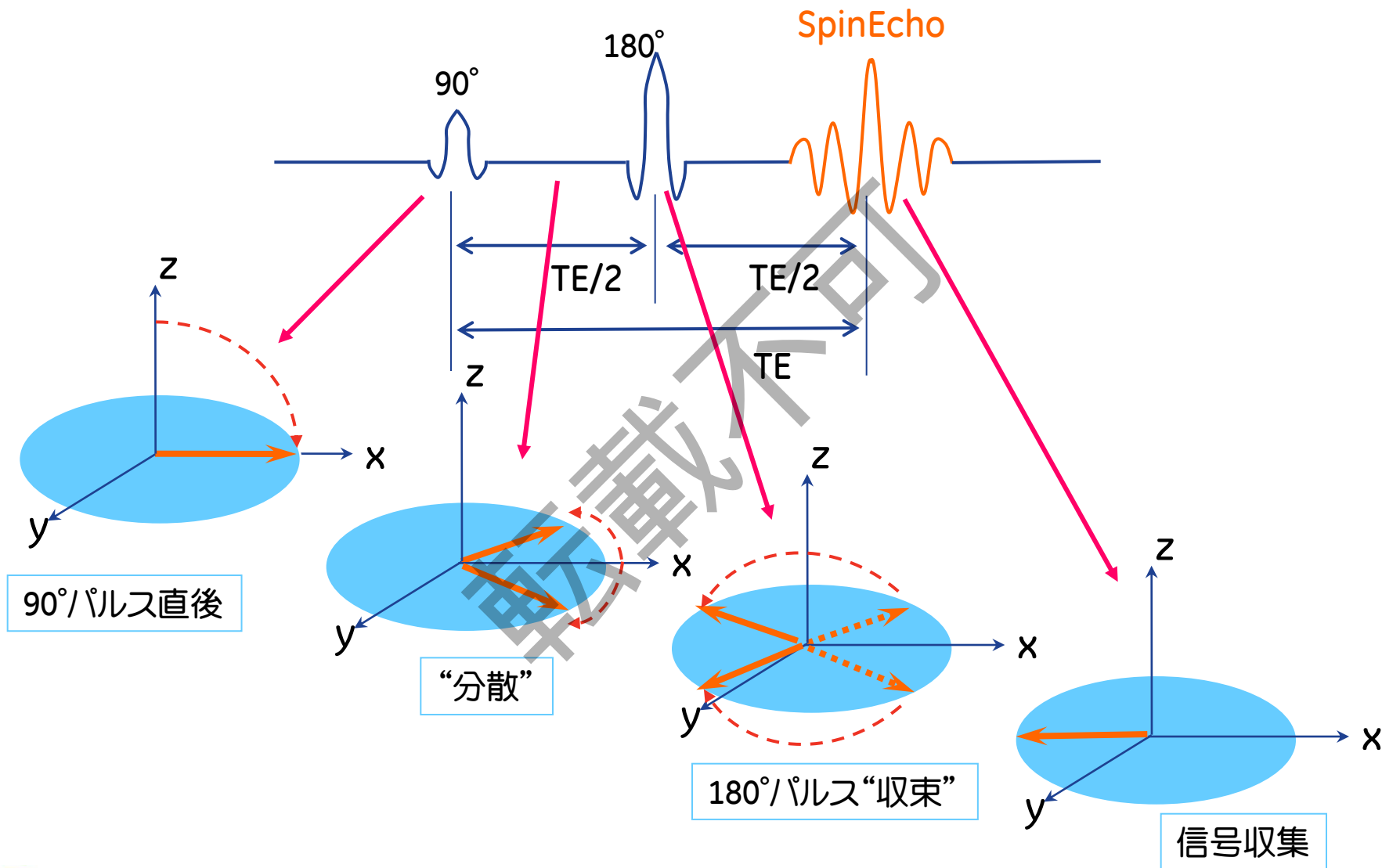
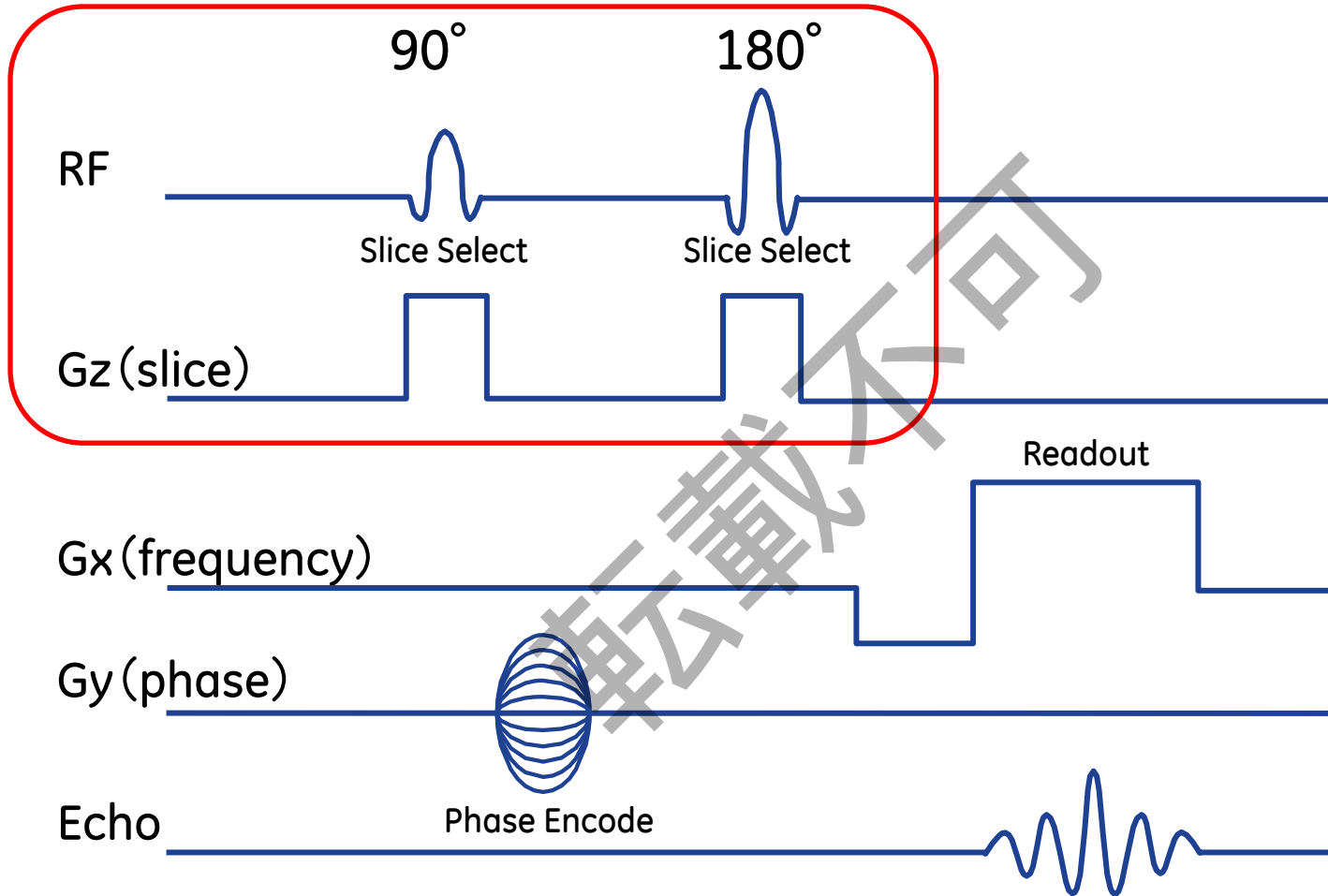
90°パルス直後

“分散”

180°パルス“収束”

信号収集

SpinEcho法のシーケンスチャート

90°
180°
RF
Slice Select
Slice Select
Gz(slice)
Readout
Gx(frequency)
Gy(phase)
Echo
Phase Encode

スライス選択グラディエント

Z軸方向の空間的位置情報

F :歳差運動周波数

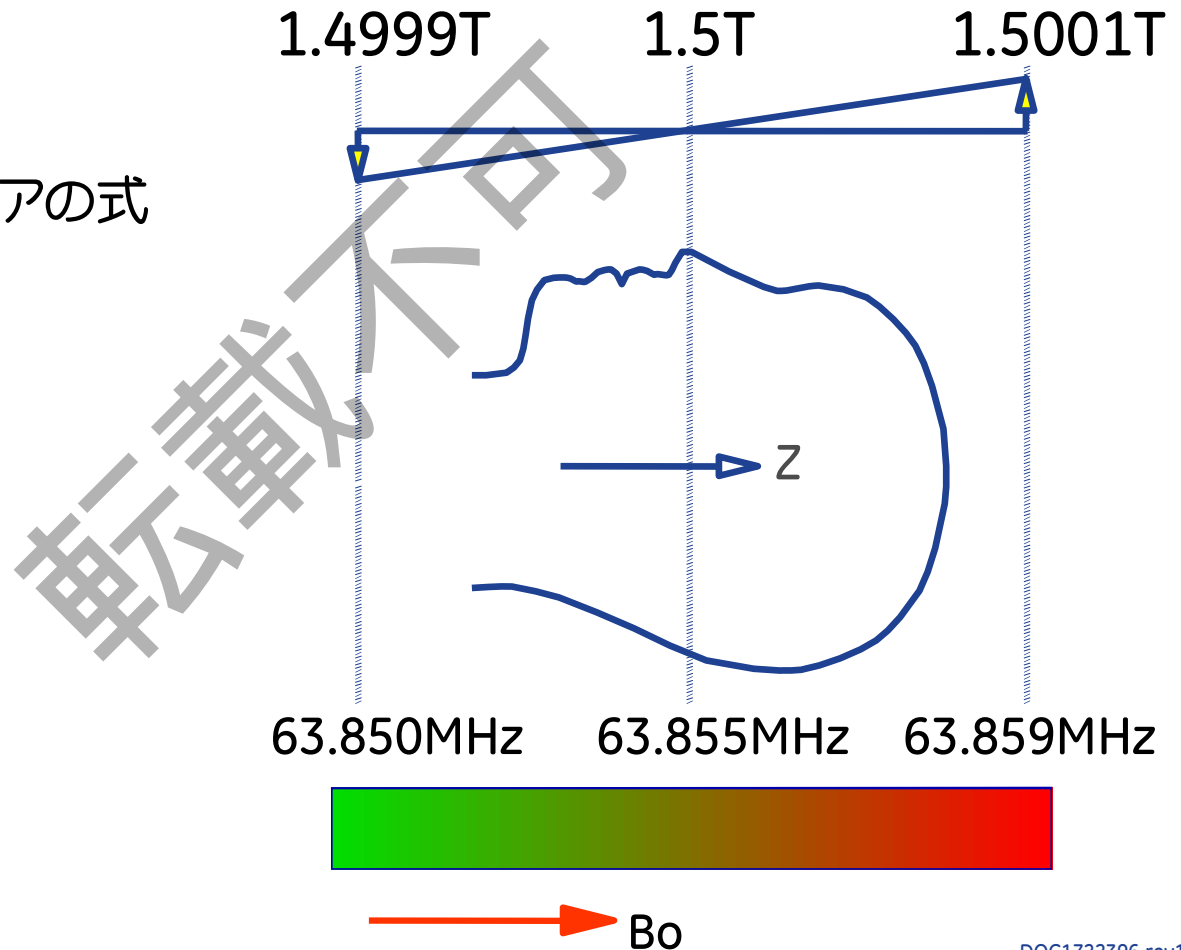
γ:磁気回転比

Bo:磁場の強さ

1.4999T 1.5T 1.5001T

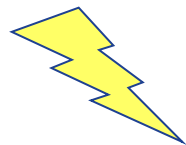
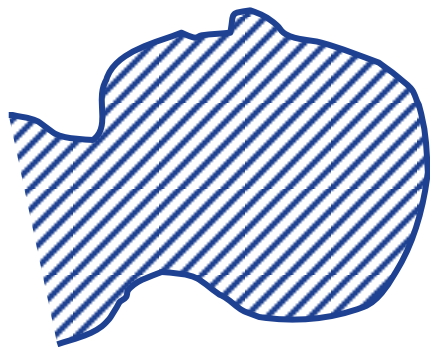
Z

63.850MHz 63.855MHz 63.859MHz

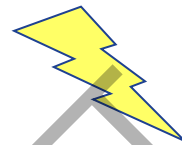
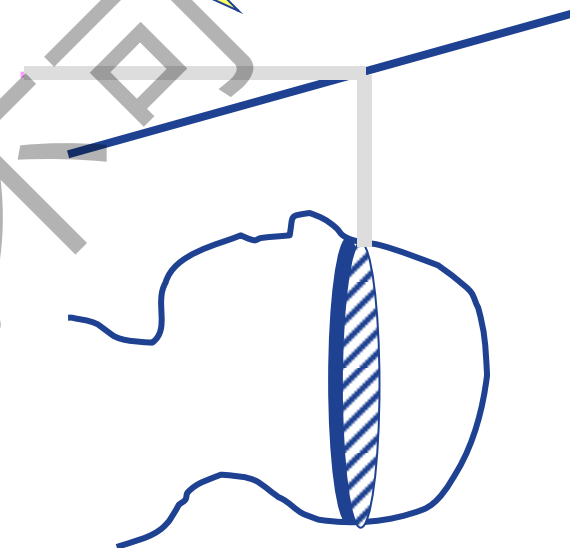
Bo

傾斜磁場が発生していれば･･･

傾斜がない
（どこも同じ磁場の強さ）

RF/パルス

B0

傾斜がある
（場所により磁場の強さが違う）

RF/パルス

RF/パルスを当てると、

全てのスピンが共鳴し、断面を選べない

RF/パルスを当てると、

ある位置のスピンだけが共鳴する。

RF/パルスの周波数を変えればスライス断面が変わる

どのようにスライス厚を決めているの?

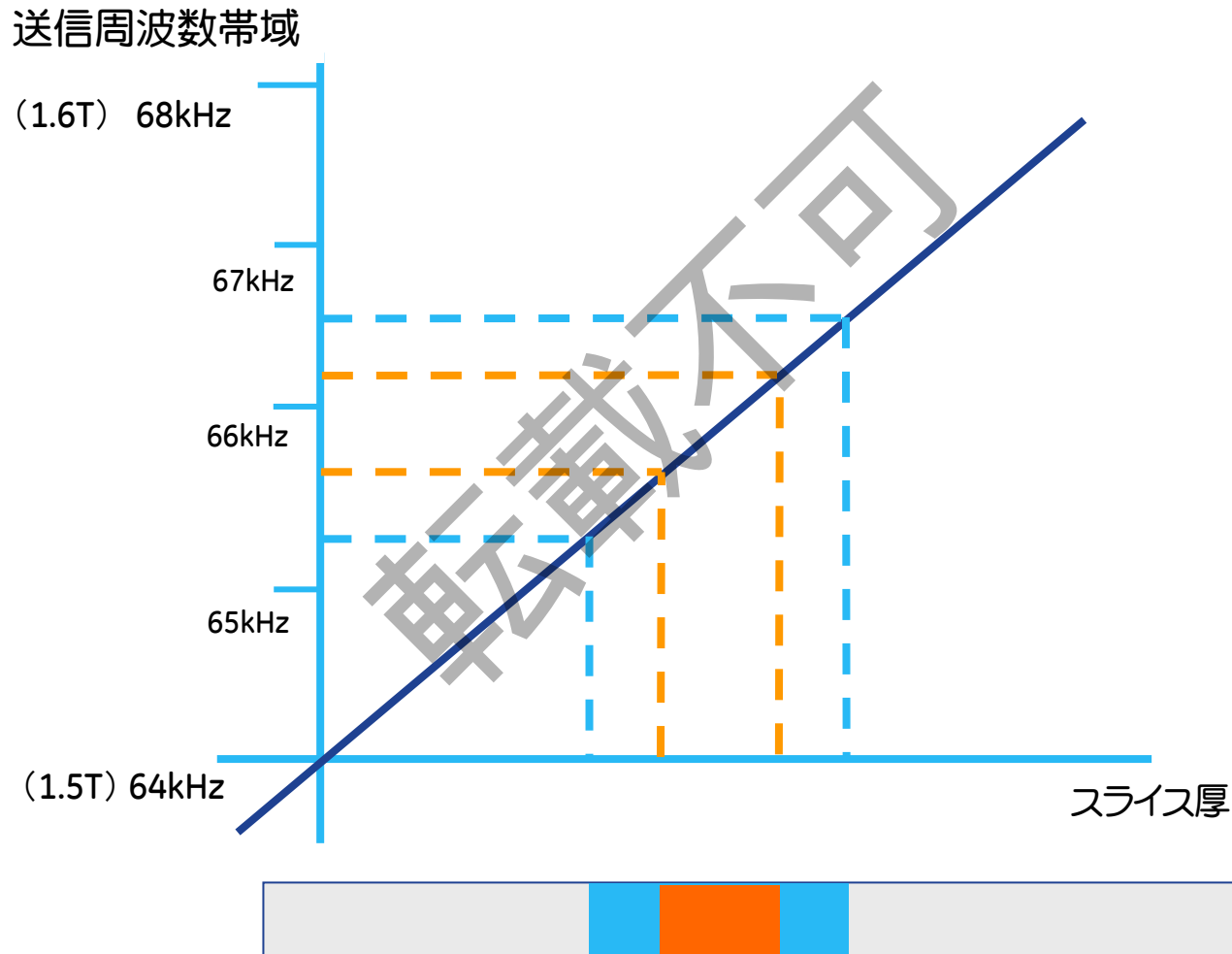
1.送信周波数帯域幅を変える

送信周波数帯域

（1.6T） 68kHz

67kHz

66kHz

65kHz

（1.5T）64kHz

スライス厚

どのようにスライス厚を決めているの?

2.傾斜磁場の強さを変える

送信周波数帯域

（1.6T） 68kHz

67kHz

66kHz

65kHz

（1.5T）64kHz

スライス厚

MR画像を取得するためには面内の位置情報を持たせることが必要

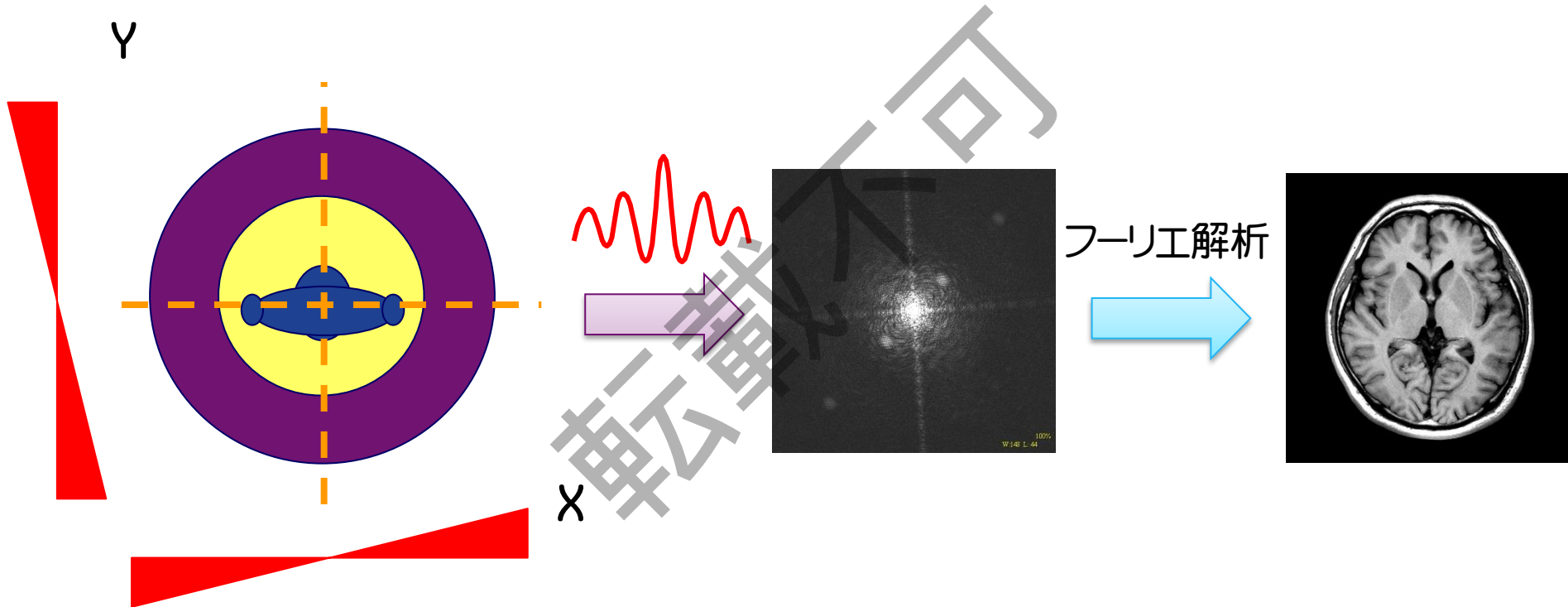
位置情報の符号化 ＝ エンコード

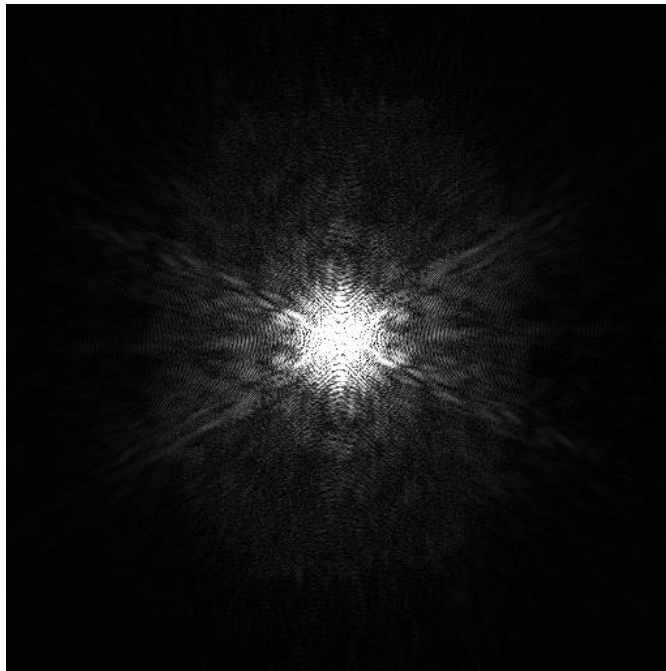
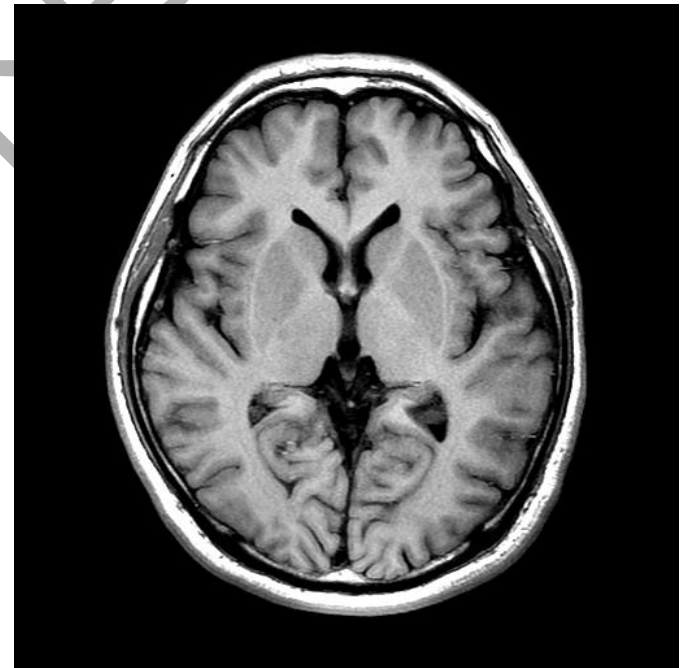
位相・周波数 エンコードグラディエント

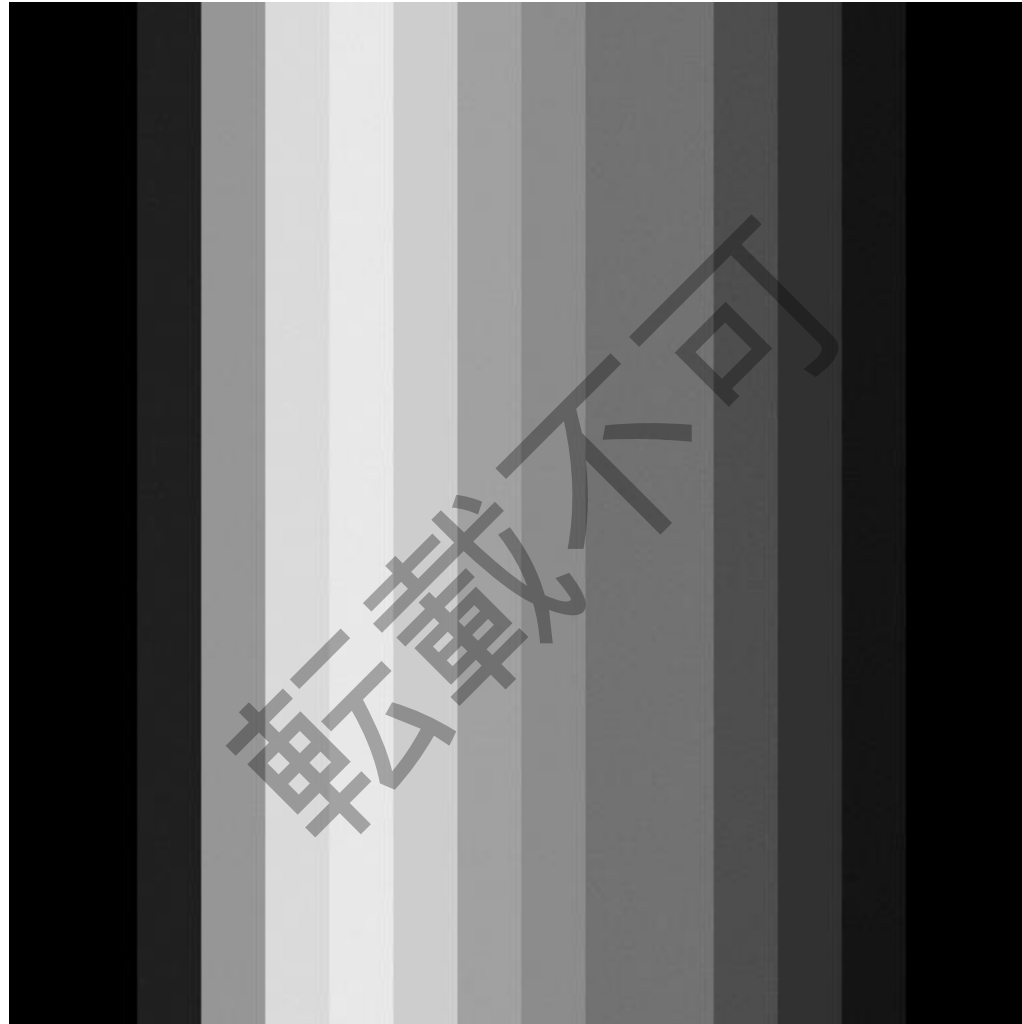
X軸(周波数)・Y軸(位相)の空間的位置情報

Y

X

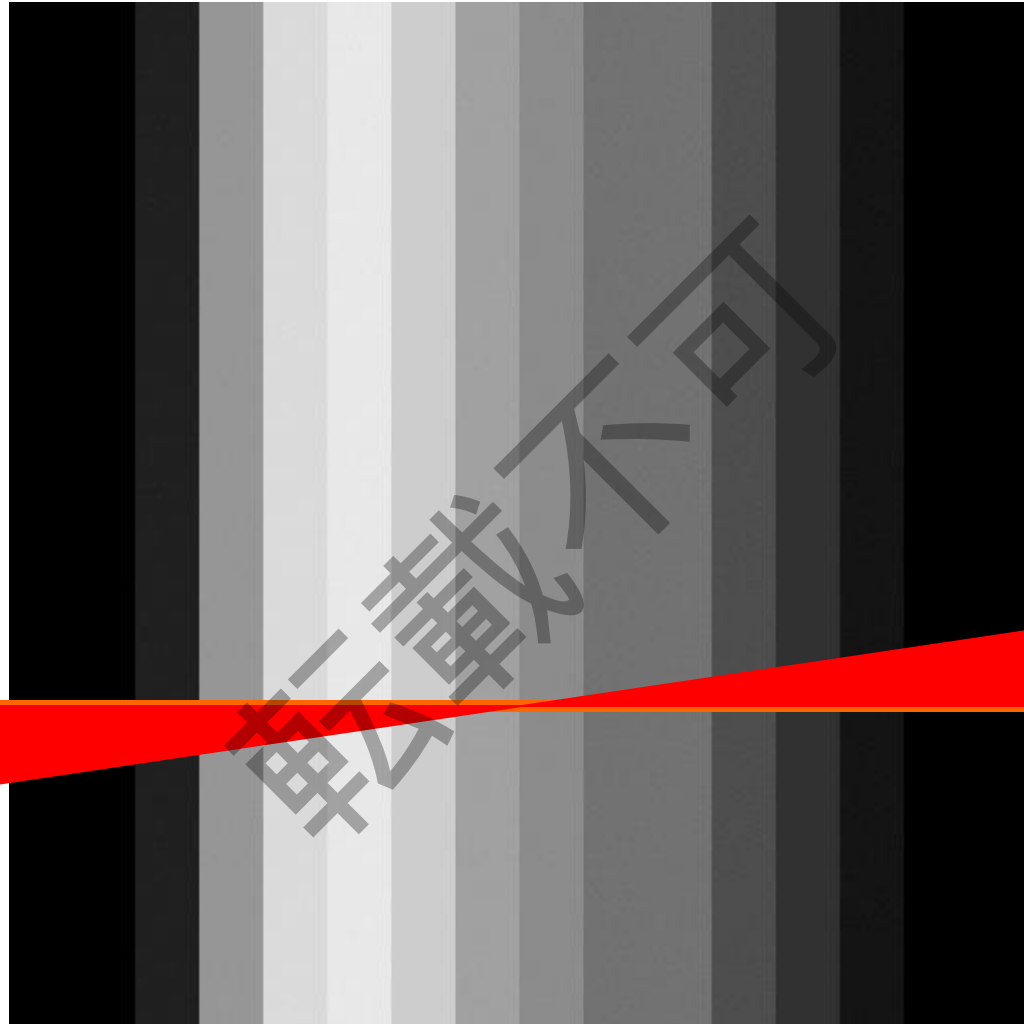
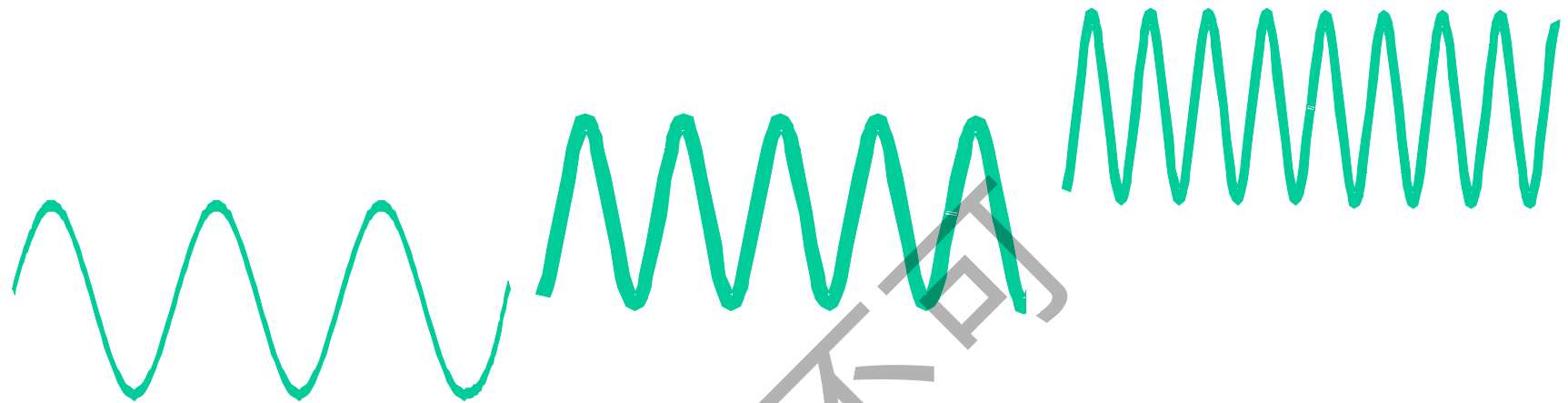
フーリエ解析

k-spaceへ格納

- 空間的にエンコードされ、収集されたMR信号を格納する空間。
- 位相エンコード、周波数エンコードの軸で表示される。
- k-spaceを逆フーリエ変換することにより、画像が得られる。

k-space

処理後

まずは横方向・・・周波数エンコード

位置に応じて周波数を変えるには?

磁場強度

弱

強

位置に応じて周波数を変えるには?

磁場強度

弱

強

$$F = \gamma B_0$$

F: 歳差運動周波数

γ: 磁気回転比(原子核固有)

B_0 静磁場強度

磁場強度に比例して周波数も変化

磁場強度

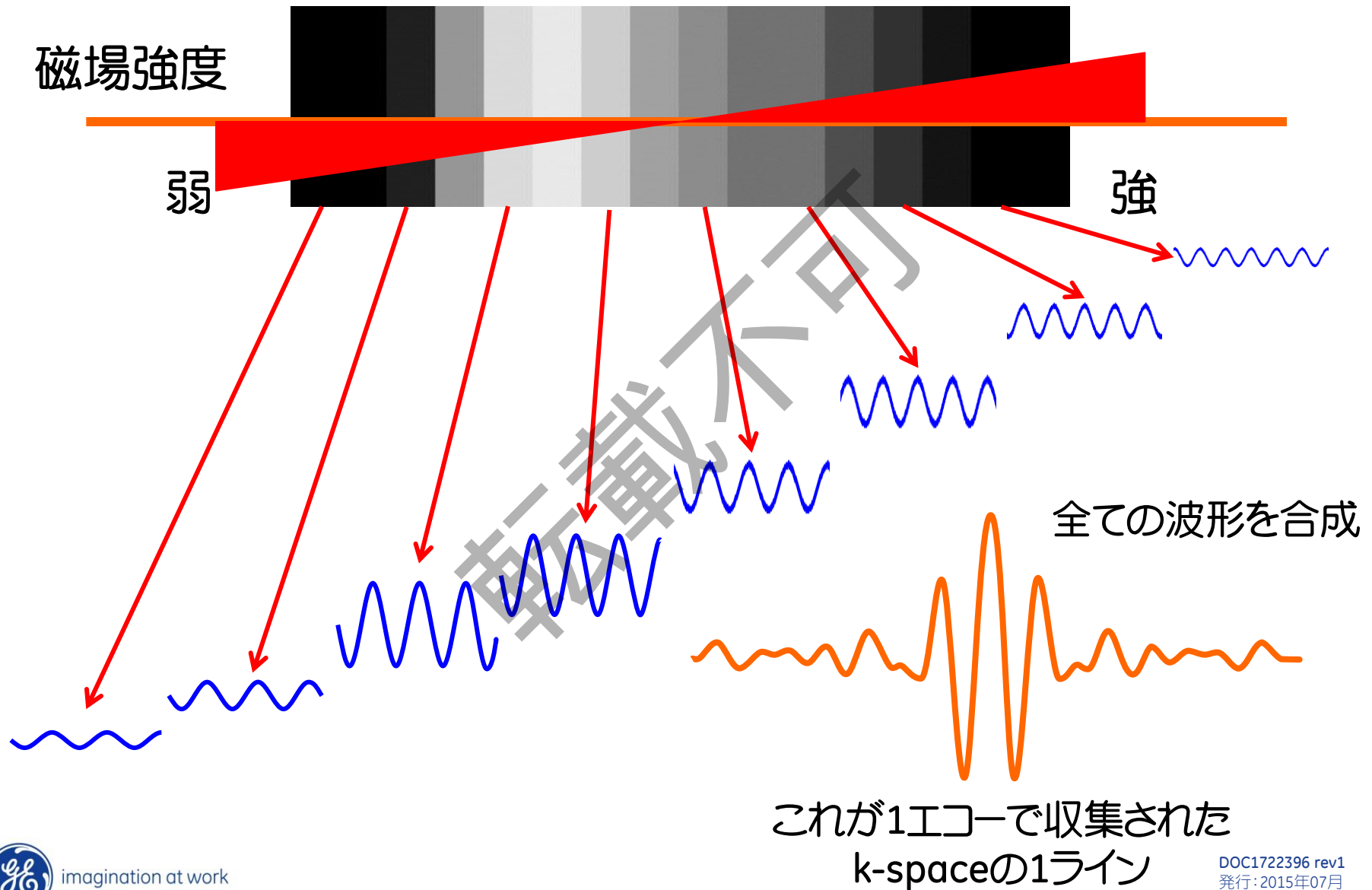
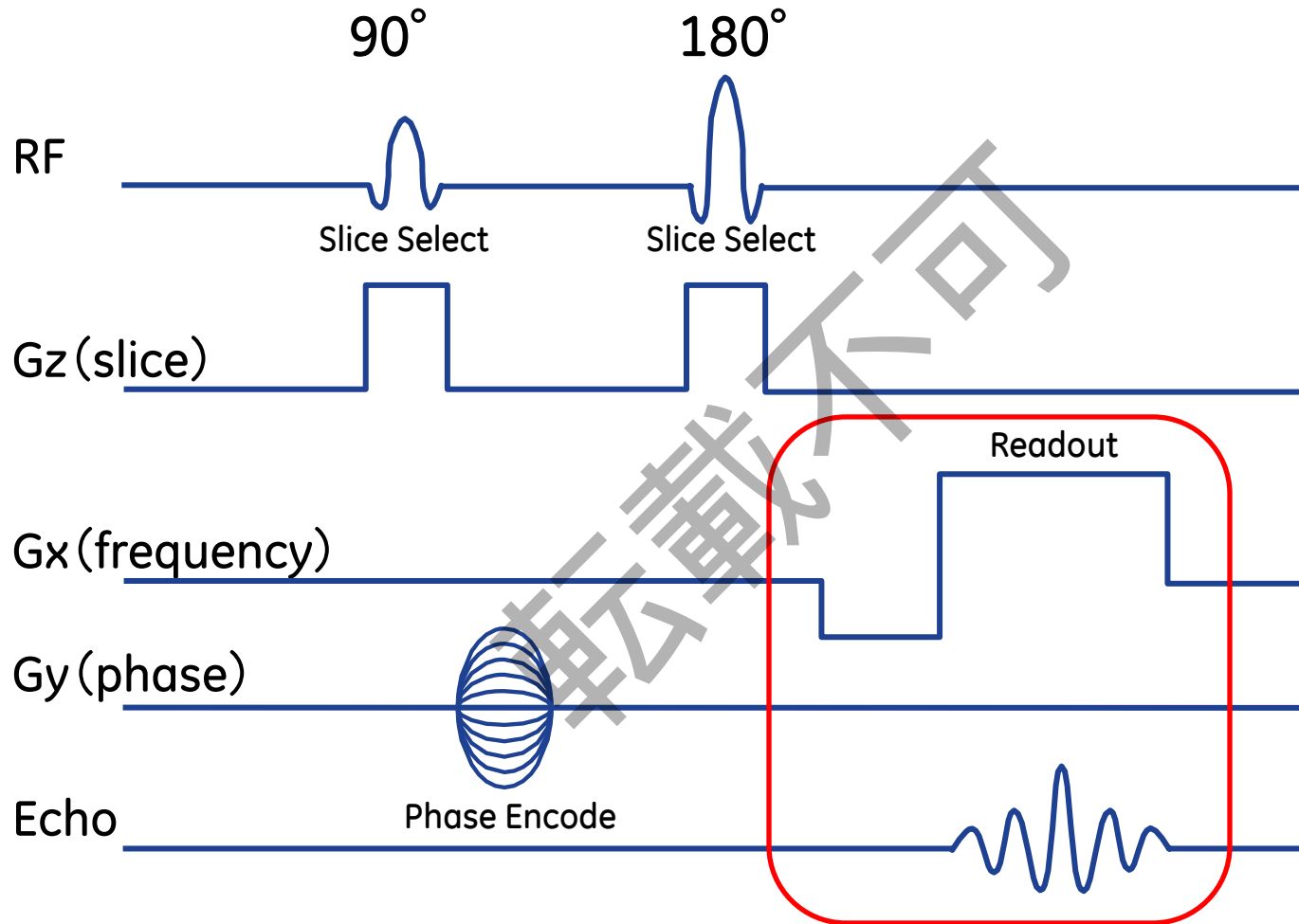
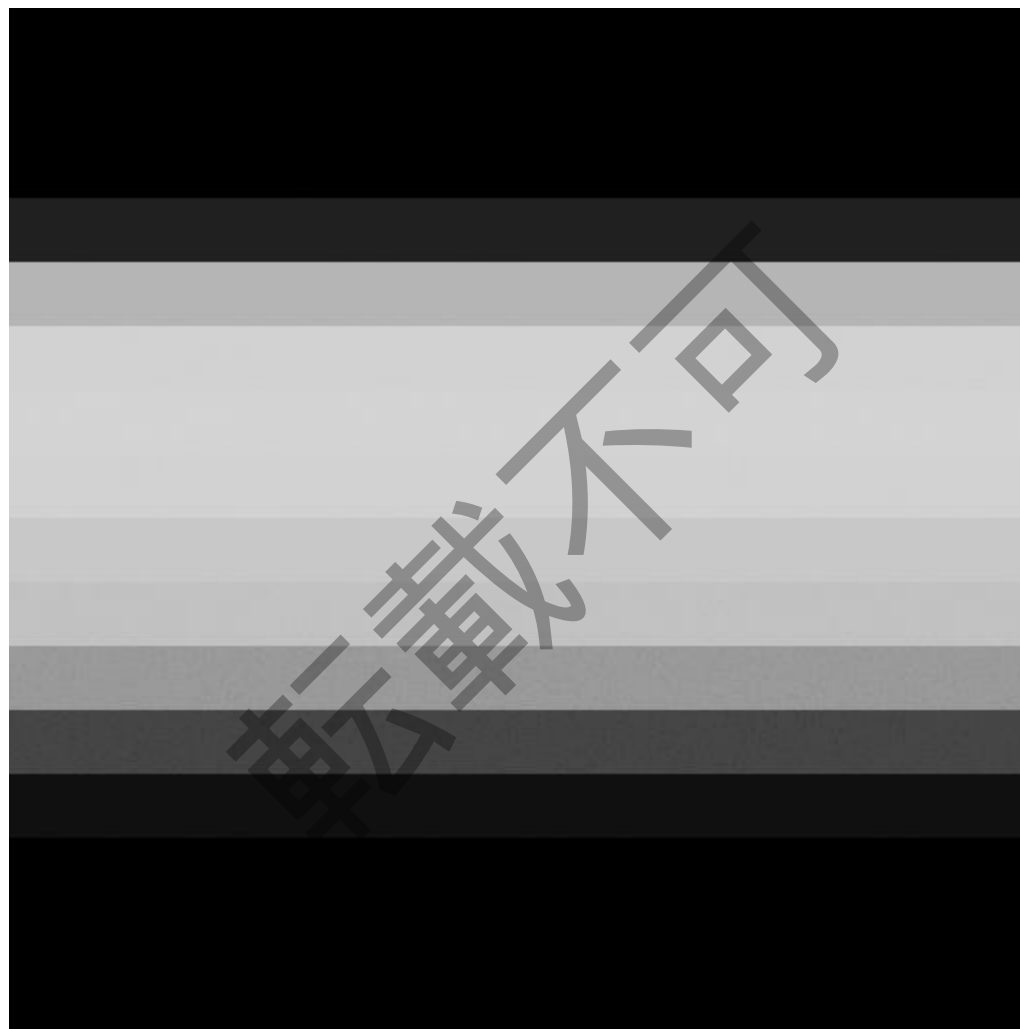
弱

強

全ての波形を合成

これが1エコーで収集された
k-spaceの1ライン

SpinEcho法のシーケンスチャート

90°
180°
RF
Slice Select
Slice Select
Gz (slice)
Readout
Gx (frequency)
Gy (phase)
Echo
Phase Encode

つぎは縦方向・・・位相エンコード

位相エンコードとは?

位置により周波数を変える方法はもう使えません。

波の持つもう一つの性質「位相」で符号付けします。

位相とは?

波形の周期における位置・角度

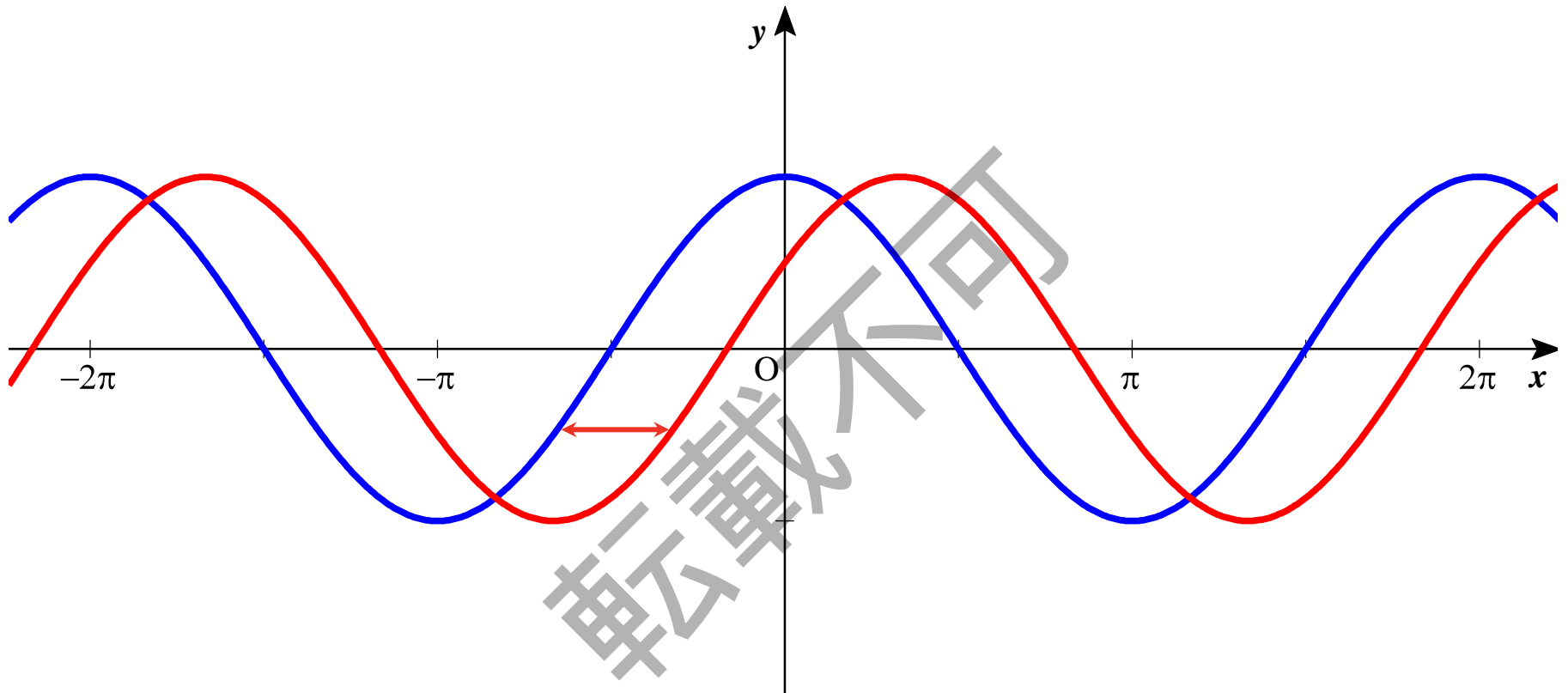
$$\sin(\omega t + \theta)$$

これが位相

位相をズラすとは?

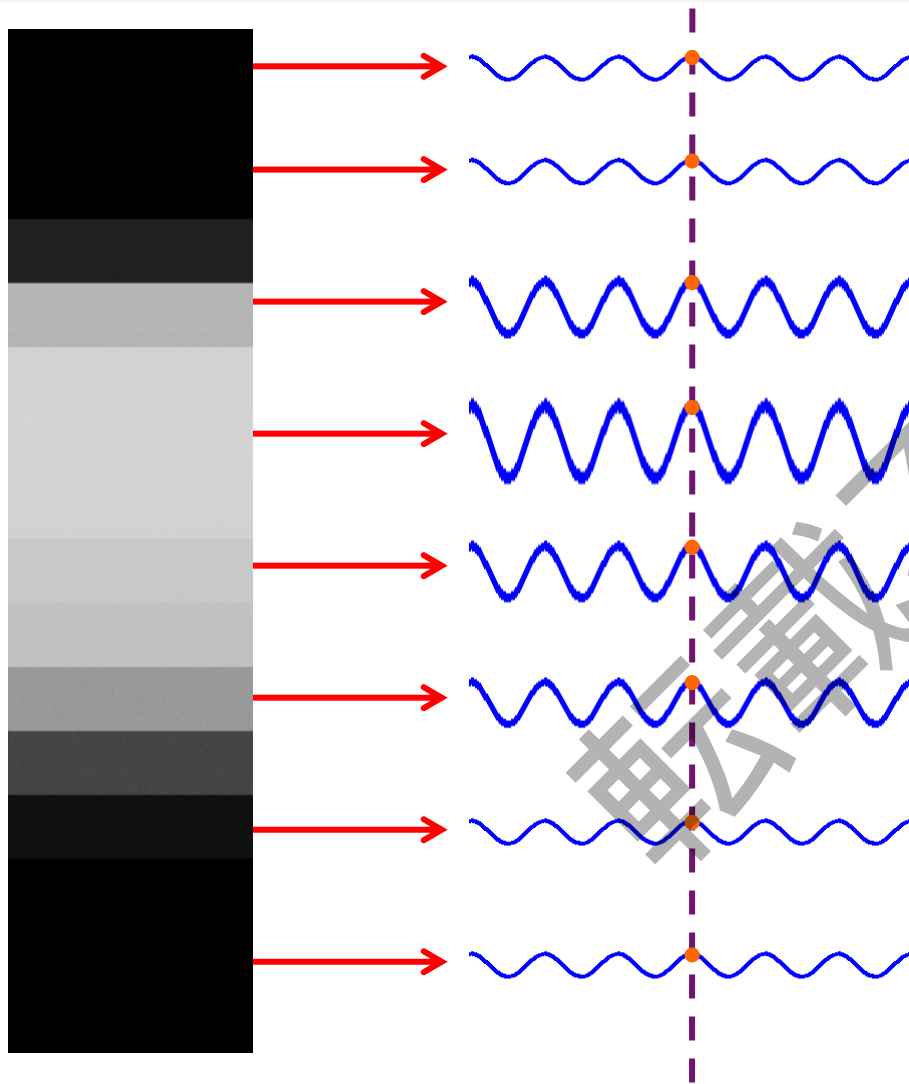
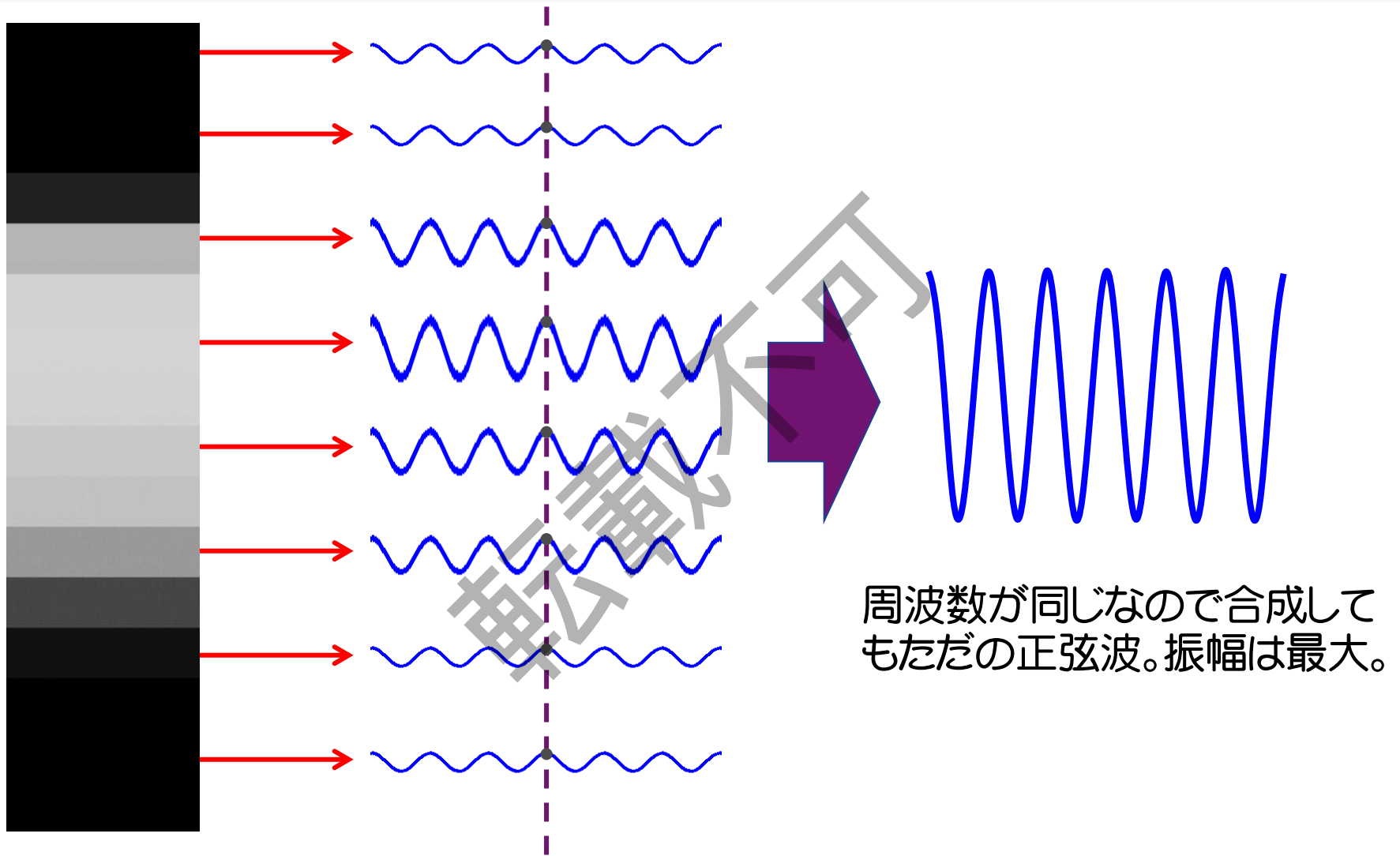
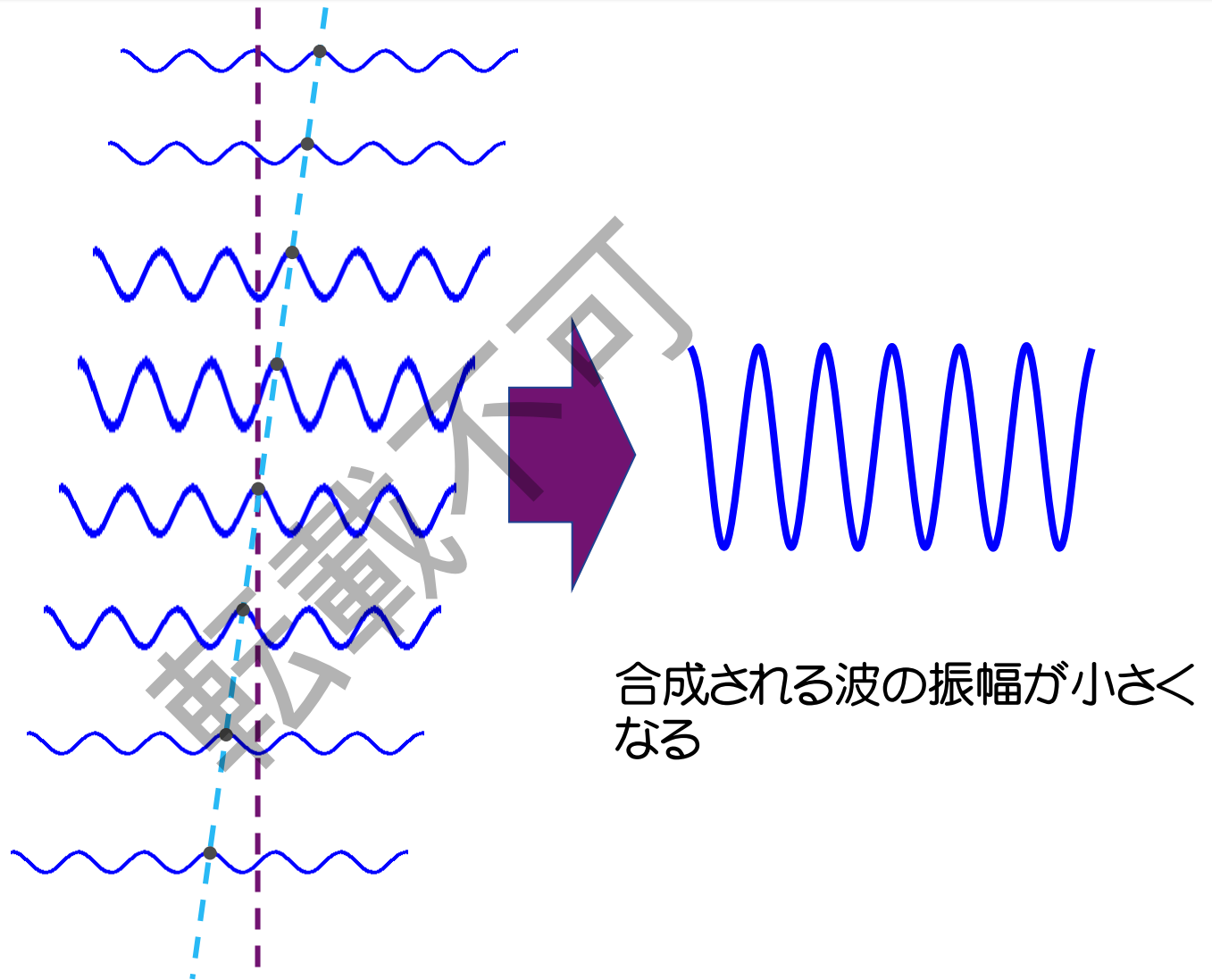
y

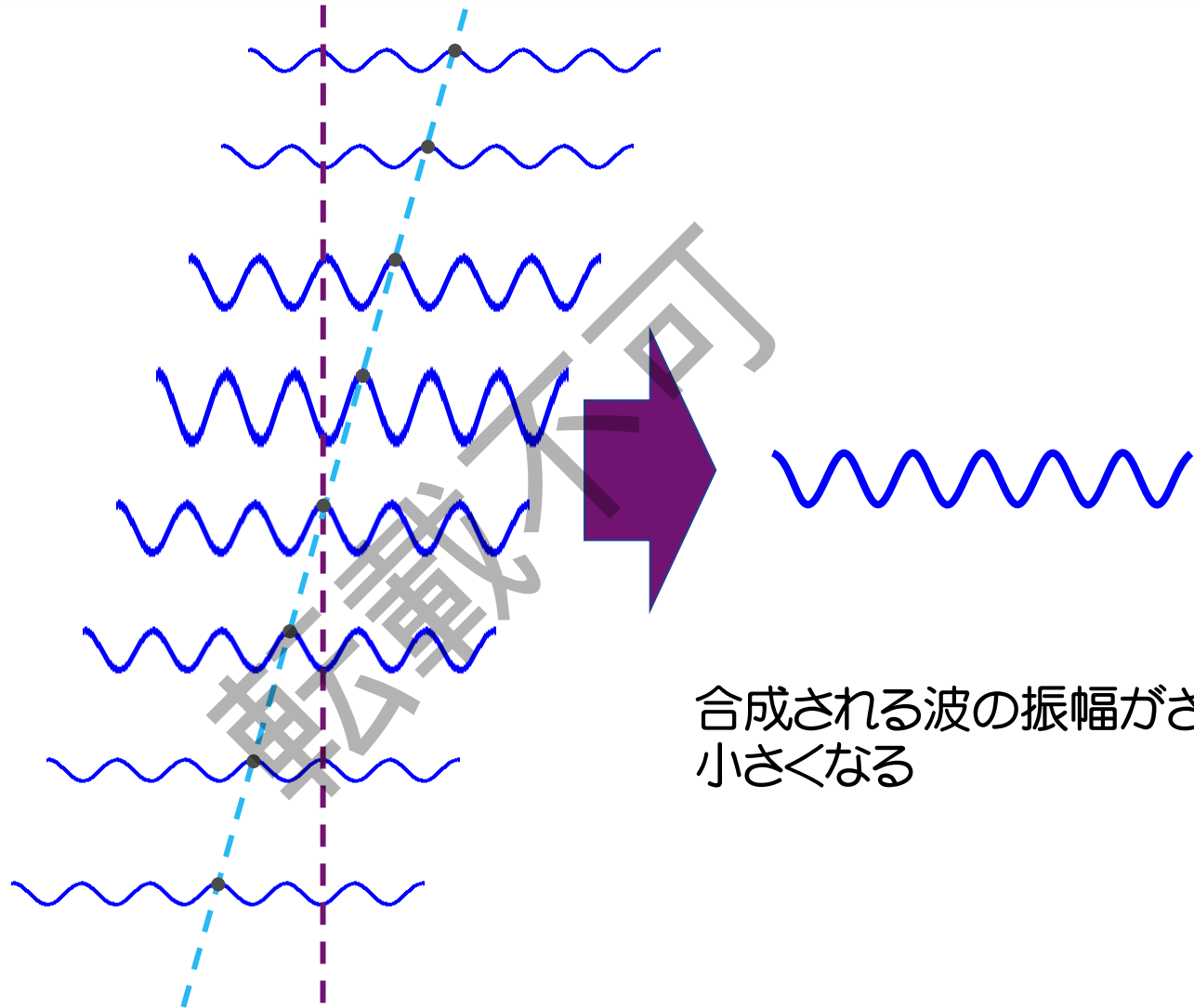
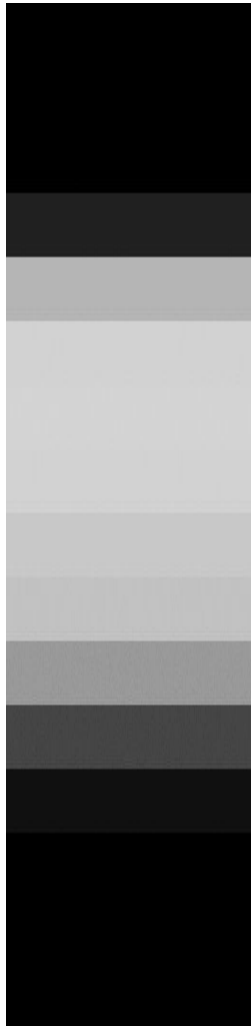
-2π $-\pi$ O π 2π x

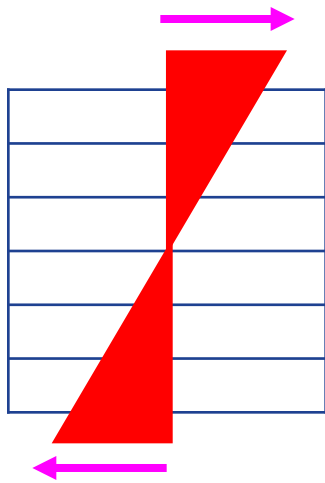
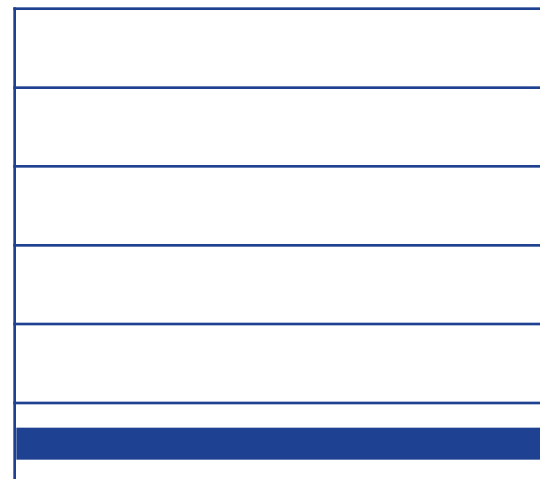
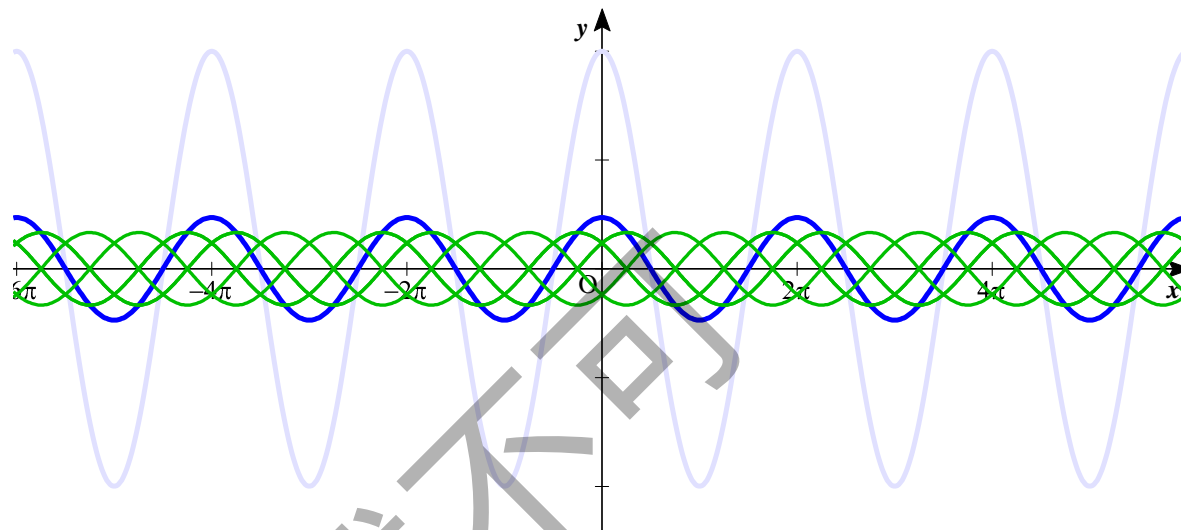
位相をπ/3ズラした状態

(π/3 = 60°)

位相が揃った状態

位相が揃った状態

周波数が同じなので合成しても
ただの正弦波。振幅は最大。

位相をずらす・・・1

合成される波の振幅が小さくなる

位相をずらす・・・2

合成される波の振幅がさらに小さくなる

位相エンコードの実際

被写体

k-space

位相エンコードの実際

y

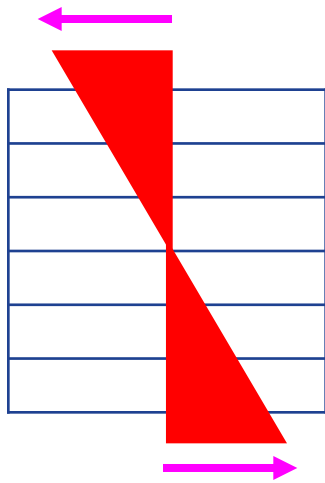
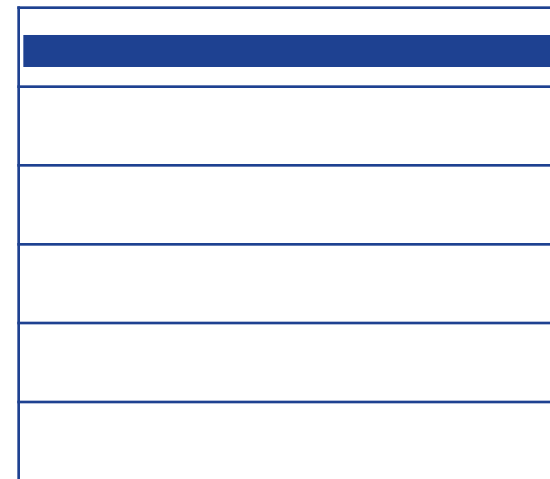
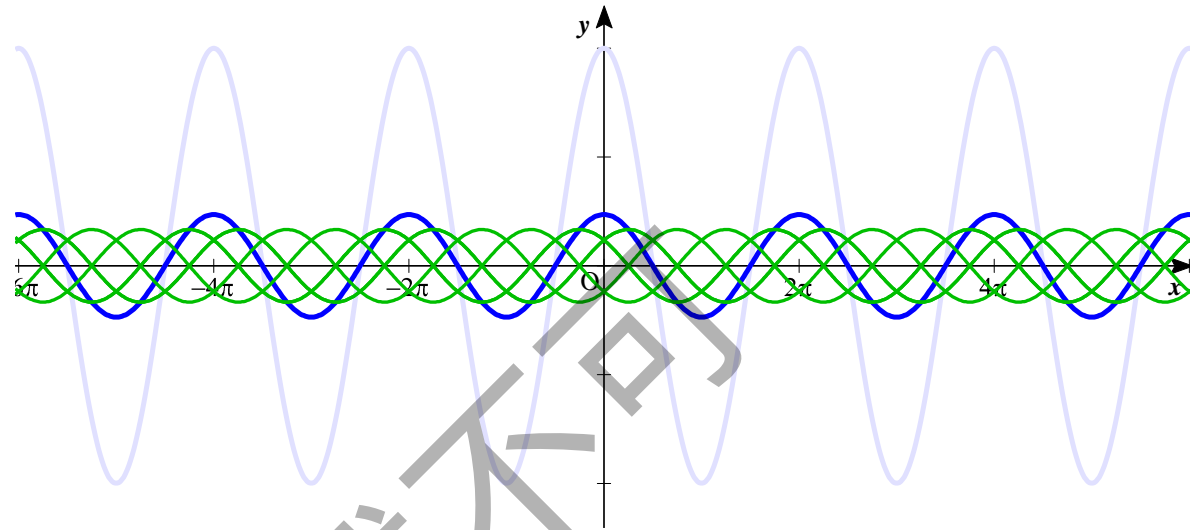
-6π -4π -2π O 2π 4π x

k-space

位相エンコードの実際

位相エンコードの実際

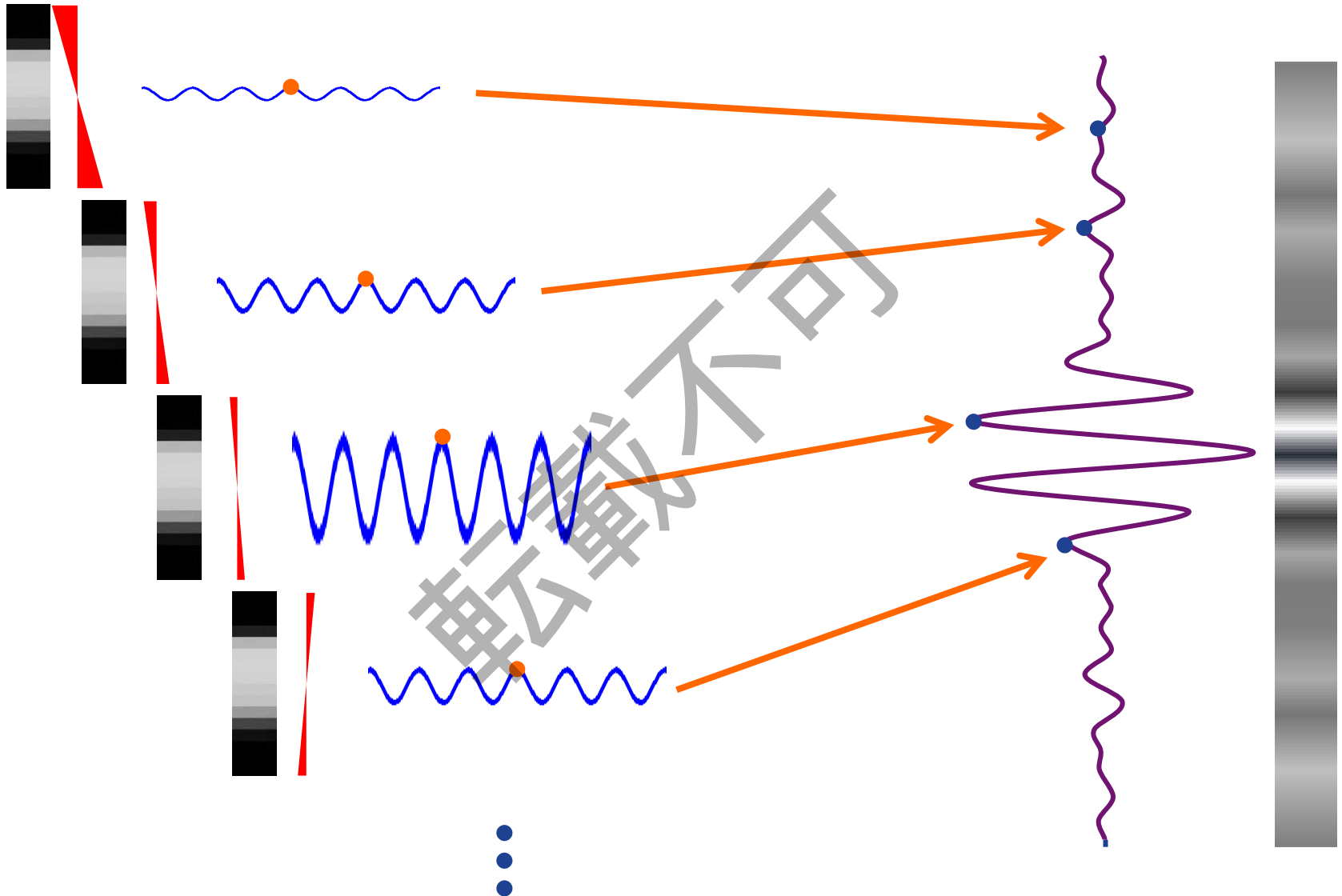
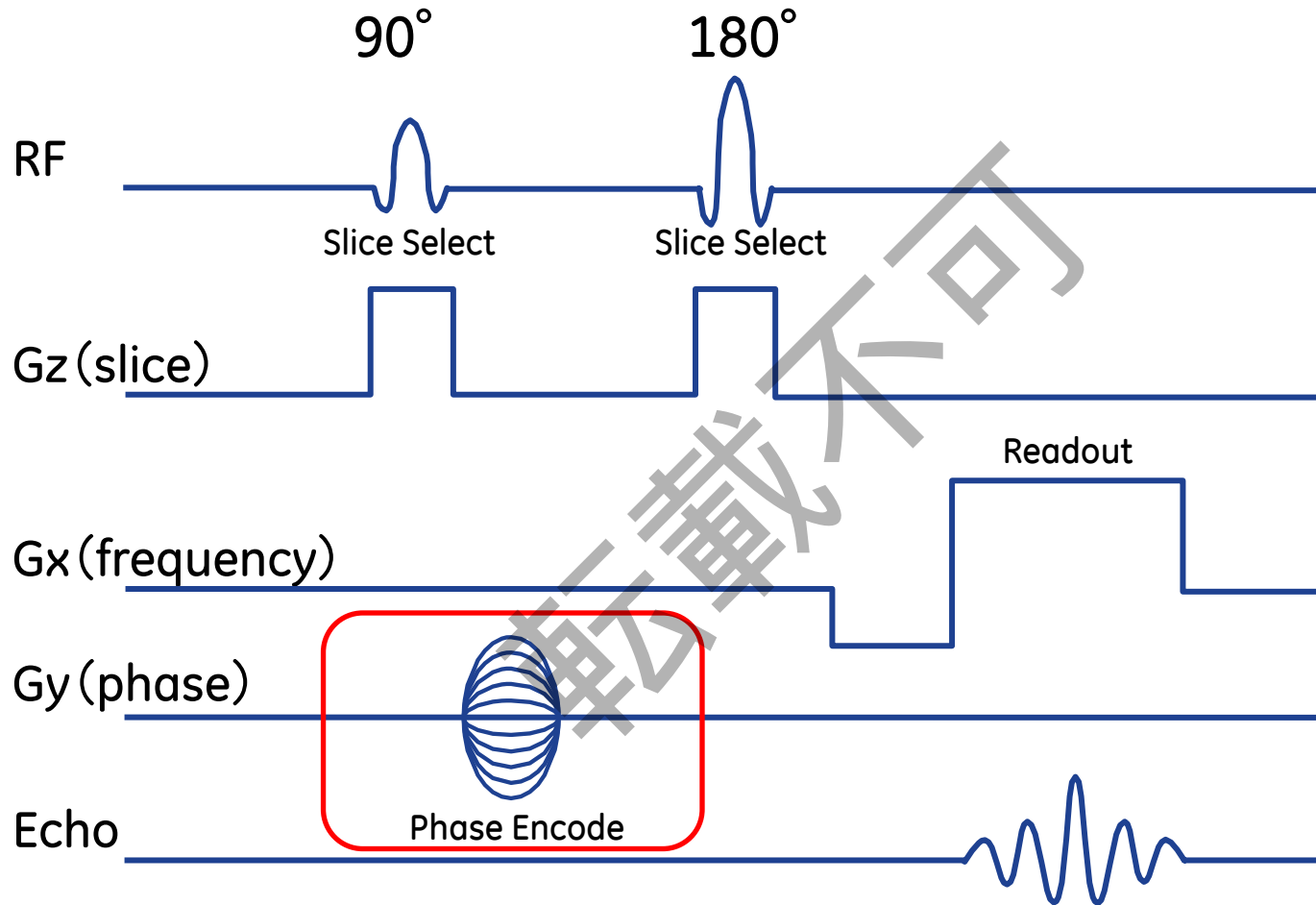
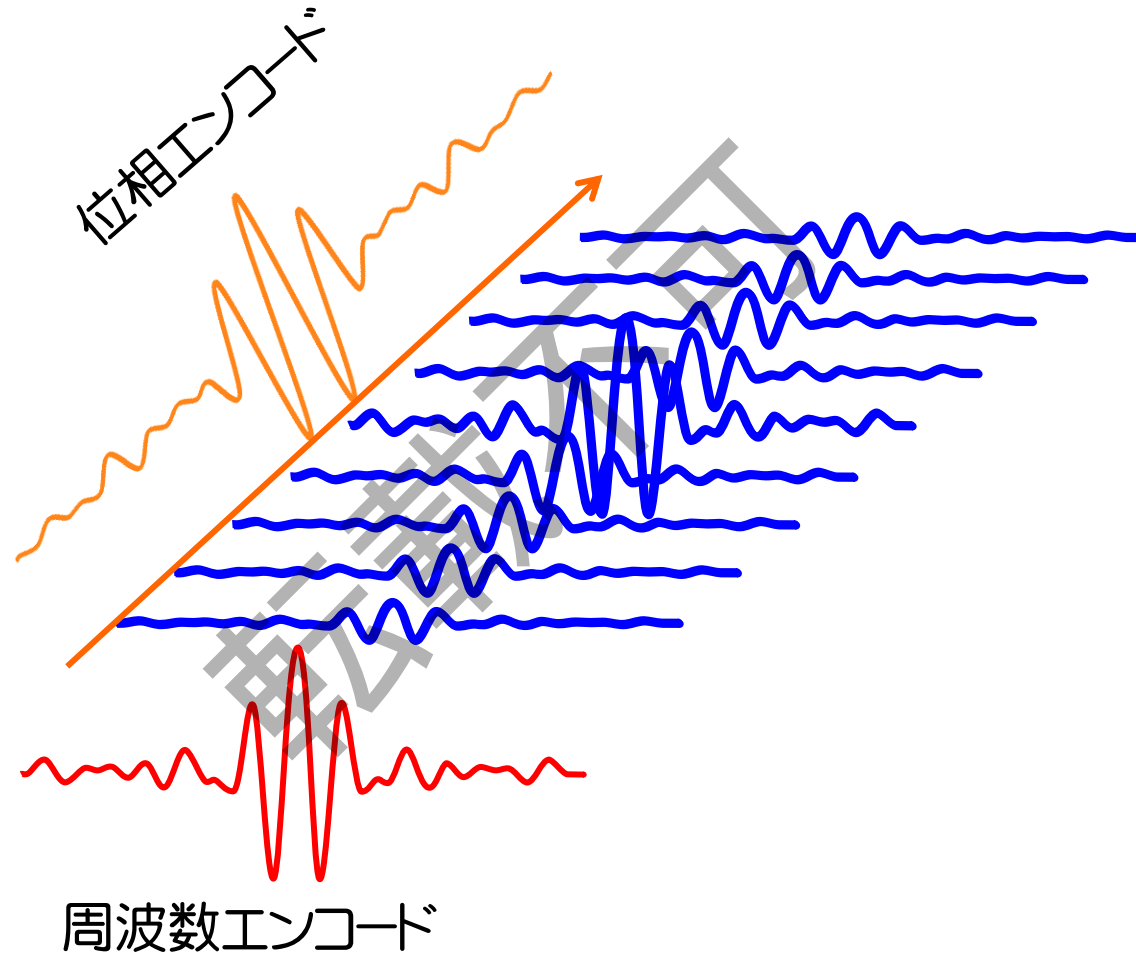
位相エンコードの実際

y
O
−4π
−2π
2π
4π
x

k-space

位相エンコードの実際

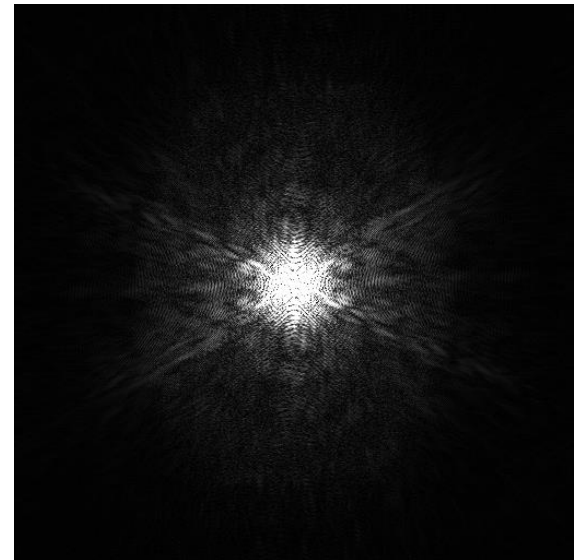
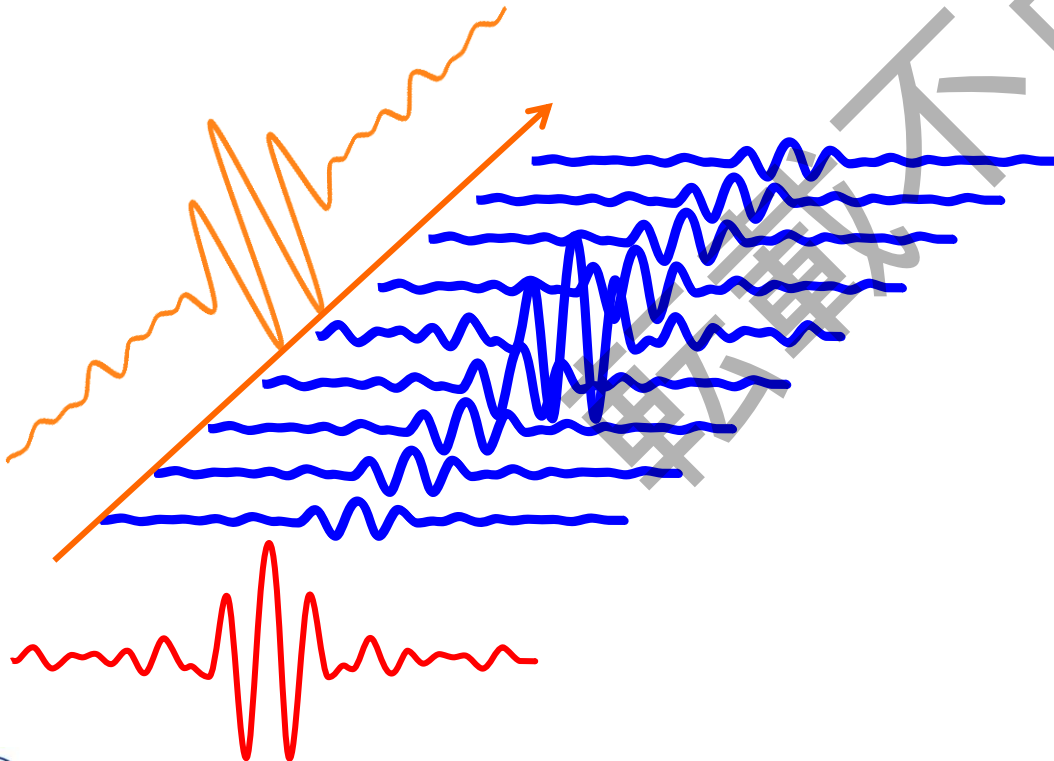
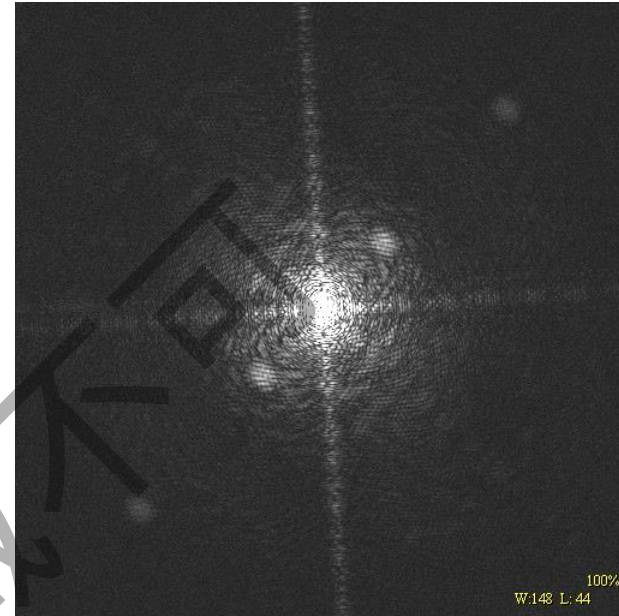
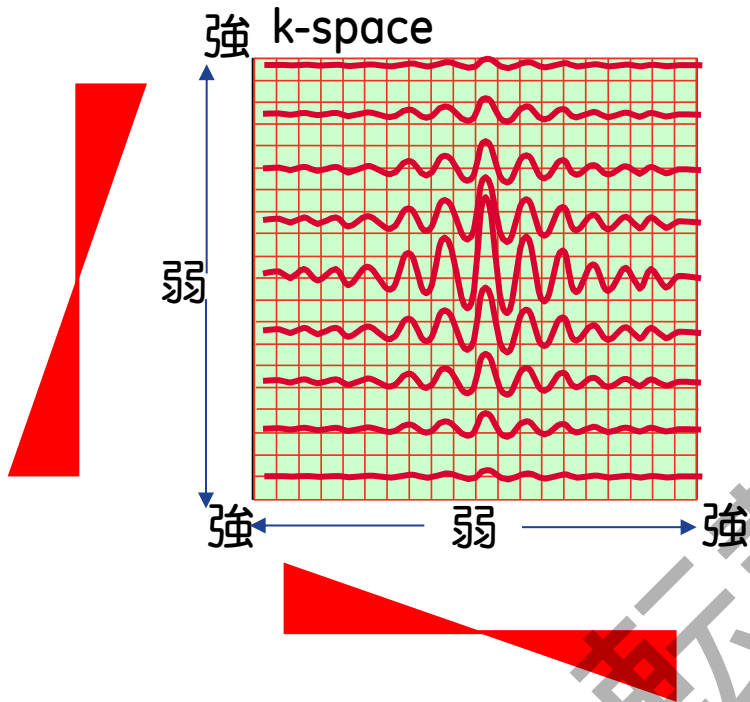
位相エンコードの実際

SpinEcho法のシーケンスチャート

90°
180°
RF
Slice Select
Slice Select
Gz（slice）
Readout
Gx（frequency）
Gy（phase）
Echo
Phase Encode

k-spaceの完成

位相エンコード

周波数エンコード

k-spaceとは?

- 空間的にエンコードされ収集されたMR信号を格納する空間。
- 位相エンコード、周波数エンコードの軸で表示される。
- k-spaceを逆フーリエ変換することにより、画像が得られる。

k-spaceの中心(center of k-space)

強 k-space
弱
強 弱 強

•グラディエント強度が弱いため信号振幅が大きい。

•情報量が多いためAD変換による情報欠落が少ない。

k-space空間が持つ意味合い

k-spaceにはMR信号（波）が規則的に配置されている。

	高周波	
Gy	低周波	
	高周波	
	Gx	

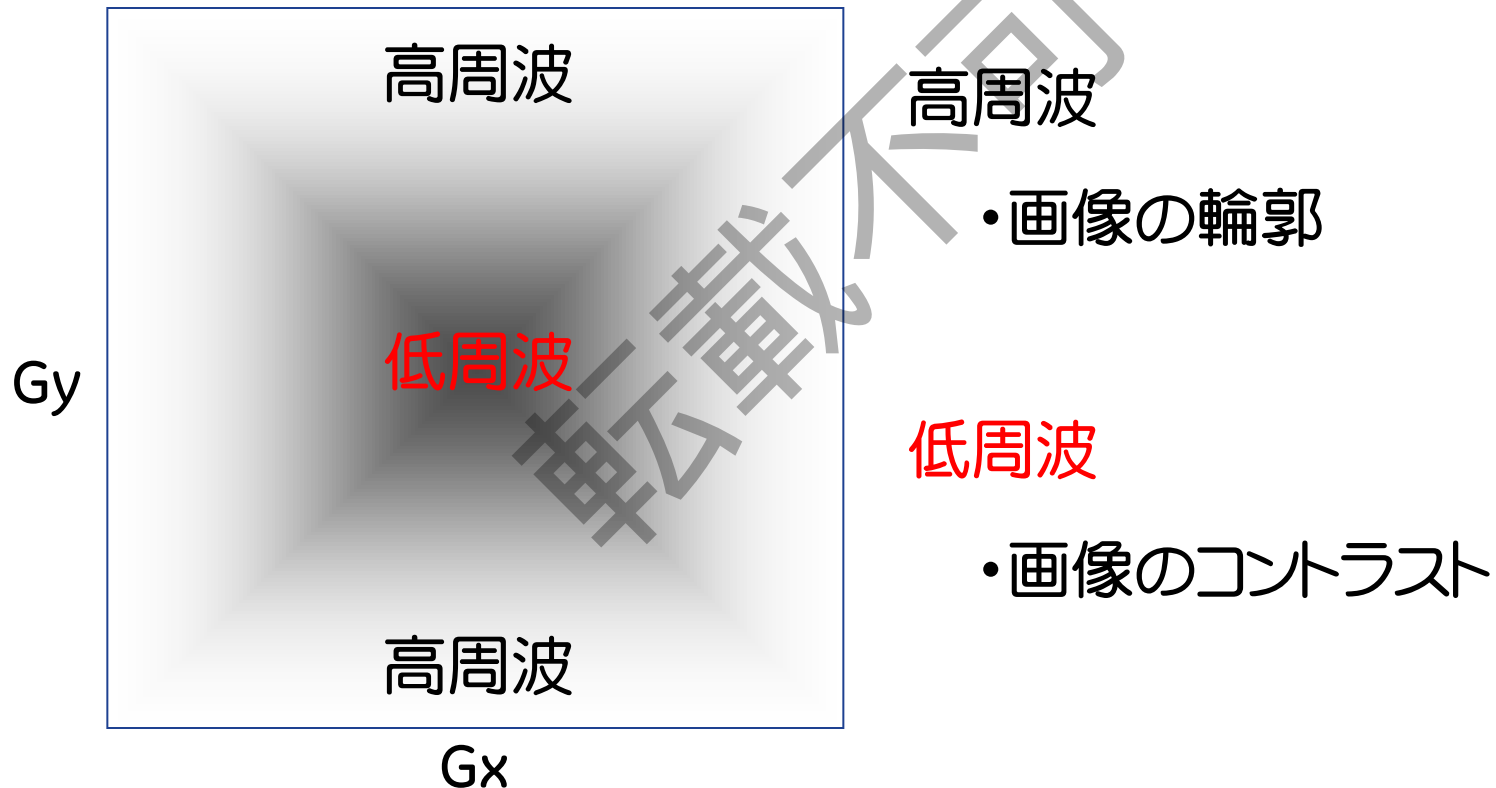
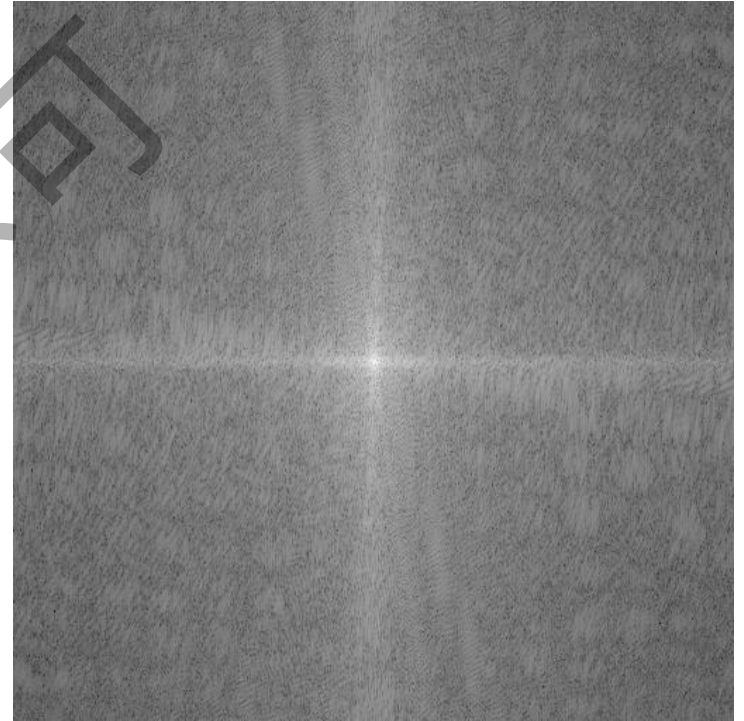
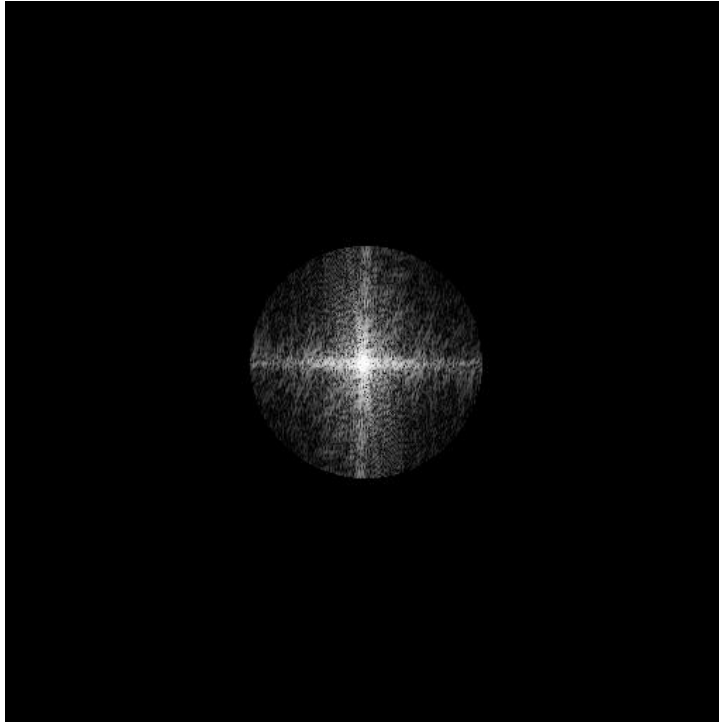
高周波

・画像の輪郭

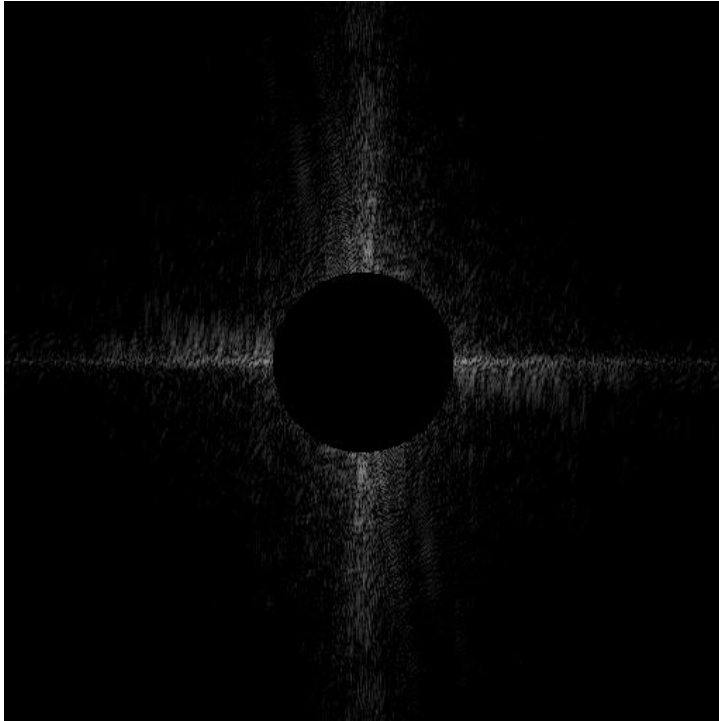
低周波

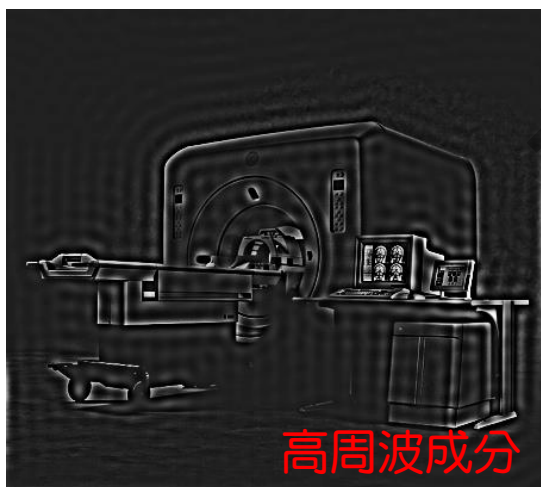
・画像のコントラスト

k-space空間が持つ意味合い

オリジナル画像

低周波成分だけで画像化すると

画像コントラスト

高周波成分だけで画像化すると

画像の輪郭

周波数成分と画像

本日のまとめ

- マグネット、グラディエントコイル、RFコイルが三大要素。
- MR画像はRFと傾斜磁場を上手くコントロールして作り出されている。

"Restudy"
改めて理解するMR 画像の成り立ち

ご清聴ありがとうございました

DOC1722396 rev1
発行:2015年07月

この資料は、製造元から提供される取扱説明書の操作方法・注意事項等を簡潔に記載したものであるため、装置の操作にあたっては、製造元から提供される取扱説明書を参照してください。
安全使用に関しての注意等は省略されている場合があります。安全使用のための注意、患者さんの安全確保のために、守っていただきたい事項などにつきましては、取扱説明書、添付文書に 従ってください。

【製造販売業者の名称と連絡先、発行部署】

製造販売業者 ： GEヘルスケア・ジャパン株式会社

住所 ： 東京都日野市旭が丘4-7-127

保守サービス連絡先 ： GEヘルスケア・ジャパン株式会社

住所 ： 東京都八王子市高倉町67-4

電話 ： 0120－055－919　 FAX ： 042－648－2927

発行部署 ： ヘルスケア統括本部 Radiology推進本部

【薬事情報一覧】

Discovery MR750	認証221ACBZX00095000 ディスカバリーMR750
Discovery MR750w Expert 3.0T	認証 223ACBZX00061000 ディスカバリーMR750w
Discovery MR750w 3.0T	認証 223ACBZX00061000 ディスカバリーMR750w
Optima MR450w Expert 1.5T	認証 223ACBZX00032000 オプティマMR450w
Optima MR450w	認証 223ACBZX00032000 オプティマ MR450w
Optima MR360 Advance 1.5T	認証 222ACBZX00009000 磁気共鳴断層撮影装置Optima MR360/Brivo MR355
Brivo MR355 Inspire 1.5T	認証 222ACBZX00009000 磁気共鳴断層撮影装置Optima MR360/Brivo MR355
Optima MR360	認証 222ACBZX00009000 磁気共鳴断層撮影装置Optima MR360/Brivo MR355
Brivo MR355	認証 222ACBZX00009000 磁気共鳴断層撮影装置Optima MR360/Brivo MR355
Signa HDxt 1.5T	認証 16100BZY00207000 シグナ核磁気共鳴コンピュータ断層撮影装置
Signa EXCITE HD 1.5T	認証 16100BZY00207000 シグナ核磁気共鳴コンピュータ断層撮影装置
Signa EXCITE 1.5T	承認 16100BZY00207000号 シグナ核磁気共鳴コンピュータ断層撮影装置
Signa HDxt 3.0T	承認 21700BZY00014000 シグナEXCITE 3.0T
Signa HDe	承認 20900BZY00067000 シグナエコースピードの類型SignaIGNITE
SIGNA HorizonLX1.5T	承認 61B第207 シグナ核磁気共鳴コンピューター断層撮影装置

DOC1722396 rev1
発行：2015年07月